



**Facultad de Ingeniería
Ingeniería Biomédica**

Tesis:

“Diseño y desarrollo de un dispositivo electrónico portátil no invasivo para prevenir los casos de muerte súbita en neonatos y lactantes”

Autor: Kevin Brandon Alegre Mauriola

**Para optar el Título Profesional de
Ingeniero Biomédico**

**Asesor: Ing. Francisco Armando Gómez
Vernal**

Lima – Perú

2020

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por estar conmigo en cada paso que doy, por fortalecer mi corazón e iluminar mi mente.

A mi padre y madre Nerio y Haydee, sin ellos nada hubiese logrado, apoyándome en todas las formas posibles para poder realizar este proyecto, muchas gracias por la motivación, amor y enseñanzas que me entregan todos los días y también agradecer que nunca dudaron de mí durante la etapa universitaria.

A mi querido hermano Hawsell Alegre Mauriola, gracias a quien permitió la idea de poder estudiar esta hermosa carrera, la cual me ha permitido tener un conocimiento amplio de los campos de estudio que jamás imagine revisar, inclusive viajando a diferentes partes del país y poder vivir experiencias el cual, me ha ayudado afrontar diferentes situaciones en la vida.

Agradecer a mi profesor y asesor, **Ing. Francisco Gómez**, por su paciencia, guía, consejos y su amplia experiencia para el asesoramiento concerniente al desarrollo de este proyecto bajo riguroso nivel de calidad posible.

Al Grupo de Investigación en Ingeniería biomédica de la UTP, liderado por el **Ing. Leopoldo Yabar**, por brindarme la idea original, los consejos necesarios para realizar la investigación previa y el desarrollo del presente trabajo de tesis. Asimismo, por permitirme conocer la problemática de salud vinculado al tema y poder exponerla como tal, con la motivación de cumplir mi sueño de ser Ingeniero Biomédico, contribuyendo con mejorar la calidad de vida de los lactantes y neonatos del país.

A mis amigos, compañeros de trabajo y otras personas, quienes alguna manera me apoyaron que este trabajo siga progresando ya sea un consejo moral, apoyo logístico o de otra índole.

RESUMEN

El presente prototipo consiste en el diseño y desarrollo de un dispositivo electrónico portátil no invasivo para prevenir los casos de muerte súbita en neonatos y lactantes, tomando en cuenta aquellos factores que pueden ocasionar la muerte súbita del lactante, tales como el apnea de sueño, posición al dormir del lactante, sobrecalentamiento, entre otros.

Como componentes para el sistema, se emplearon un sensor de fuerza resistiva, electrodos superficiales, un termistor para la temperatura, un acelerómetro digital, un sensor ambiental y micromotores. A partir de los componentes utilizados se obtienen la frecuencia respiratoria, la frecuencia cardiaca, el posicionamiento del lactante, la temperatura del lactante, la humedad relativa y temperatura ambientales, junto a una etapa de realimentación que permitirá despertar al lactante cuando capte una disminución de la frecuencia respiratoria (menor a 20 respiraciones por minuto), a través de los micromotores. Posteriormente, los sensores son incorporados a una chaqueta para lactantes, donde las señales obtenidas son procesadas a través de un microcontrolador y enviadas mediante el módulo Bluetooth (BT) correspondiente a una PC, en el cual, se observarán las señales y valores numéricos por medio de una interfaz gráfica de usuario (GUI) desarrollada mediante el uso de software orientado a objetos y técnicas de programación.

El prototipo fue probado en tres lactantes, con edades de 3 meses, 12 meses y 18 meses de edad. En ese sentido, se utilizó la chaqueta en cada lactante para captar las mediciones de los sensores utilizados durante el estado de sueño profundo en cada uno de ellos, donde el prototipo tuvo la capacidad de detectar los eventos adversos a la salud del paciente, accionando los micromotores a fin de que el propio lactante pueda adoptar una posición correcta al dormir y así mantenerlo a salvo.

ABSTRACT

The present prototype consists of the design and development of a non-invasive portable electronic device to prevent cases of sudden death in neonates and infants, taking into account those factors that can cause sudden infant death, such as sleep apnea, position infant sleep, overheating, among others.

As components for the system, a resistive force sensor, surface electrodes, an integrated temperature circuit, a digital accelerometer, an environmental sensor and micromotors were used. From the components used we obtain the respiratory rate, heart rate, infant positioning, infant temperature, and relative humidity and ambient temperature and the feedback stage that will allow the infant to wake up when it captures a decrease in respiratory rate (less than 20 breaths per minute), through the micromotors. Subsequently the sensors are incorporated into a jacket for infants, then the signals are processed through the microcontroller and sent via the Bluetooth module (BT) to a PC which, we will observe the signals and numerical values through a graphical user interface (GUI) developed by object-oriented software and programming techniques.

The prototype was tested in three infants with the following ages 3 months, 12 months and 18 months of age. In this sense, the jacket was used in each infant to capture the measurements of the sensors used during the deep sleep state in each one of them, where the prototype had the ability to detect adverse events in the patient's health, activating the micromotors so that the infant can adopt a correct position when sleeping and thus keep the infant safe.

INDICE

RESUMEN.....	IV
ABSTRACT	V
INDICE	VI
INDICE DE FIGURAS.....	X
INDICE DE TABLAS	XVV
INDICE DE GRAFICOS.....	XVI
INDICE DE ECUACIONES	XVIII
INTRODUCCIÓN.....	XVII
CAPITULO 1.....	1
SITUACION DEL PROBLEMA	1
1.1. ANTECEDENTES	1
1.1.1. ANTECEDENTES EN EL CONTEXTO MUNDIAL	1
1.1.2. ANTECEDENTES EN EL CONTEXTO LATINOAMERICANO.....	2
1.1.3. ANTECEDENTES EN EL CONTEXTO NACIONAL	3
1.1.4. BENCHMARKING.....	3
1.1.5. BENCHMARKING EN EL CONTEXTO MUNDIAL.....	4
1.1.6. BENCHMARKING EN EL CONTEXTO LATINOAMERICANO.....	5
1.1.7. BENCHMARKING EN EL CONTEXTO NACIONAL.....	5
1.1.8. CONCLUSION DEL BENCHMARKING.....	6
1.2. SITUACIÓN ACTUAL	7
1.2.1. CONTEXTO MUNDIAL.....	7
1.2.2. CONTEXTO LATINOAMERICANO.....	7
1.2.3. CONTEXTO NACIONAL.....	8
1.3. PROBLEMÁTICA EXISTENTE EN EL CONTEXTO NACIONAL.....	8
1.4. JUSTIFICACIÓN.....	10
1.4.1. CONTEXTO MUNDIAL.....	10
1.4.2. CONTEXTO LATINOAMERICANO.....	11
1.5. OBJETIVOS.....	12

1.5.1.	OBJETIVO GENERAL	12
1.5.2.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	12
CAPÍTULO 2		13
FUNDAMENTO TEORICO.....		13
2.1.	DEFINICIONES SOBRE MUERTE SUBITA DE LACTANTE	13
2.1.1.	FISIOPATOLOGIA.....	13
2.1.2.	FACTORES DE RIESGO.....	14
2.1.3.	FACTORES PROTECTORES	18
2.1.4.	ESTUDIOS NEUROPATOLOGICOS SOBRE SMSL	20
2.2.	VARIABLES FISIOLÓGICAS Y AMBIENTALES.....	22
2.2.1.	VARIABLE FISIOLÓGICA.....	22
2.2.2.	VARIABLES AMBIENTALES	28
2.3.	HERRAMIENTAS DE HARDWARE Y SOFTWARE	29
2.3.1.	SENSORES BIOMÉDICOS.....	29
2.3.2.	MEDICIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA	32
2.3.3.	MEDICIÓN DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA.....	33
2.3.4.	MEDICIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL.....	34
2.4.	ACELERÓMETRO	34
2.4.1.	ACELERÓMETRO CAPACITIVO	34
2.4.2.	ACELERÓMETRO PIEZORRESISTIVO	35
2.4.3.	ACELERÓMETRO PIEZOELECTRICO.....	35
2.4.4.	ACELERÓMETRO MEMS.....	35
2.4.5.	MEDICION DE LAS VARIABLES AMBIENTALES.....	35
2.5.	AMPLIFICADORES	36
2.5.1.	AMPLIFICADOR OPERACIONAL	36
2.5.2.	SEGUIDOR DE VOLTAJE.....	37
2.5.3.	AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN	38
2.5.4.	AMPLIFICADORES DE CARGA	39
2.6.	FILTROS	39

2.6.1.	FILTRO PASO BAJO	39
2.6.2.	FILTRO PASO ALTO	40
2.6.3.	FILTRO PASO BANDA	40
2.6.4.	FILTRO BANDA ELIMINADA	41
2.6.5.	FILTRO PASO TODO	41
2.6.6.	FILTRO NOTCH.....	42
2.7.	CONVERTIDOR ANALOGO DIGITAL.....	42
2.8.	DSPIC	43
2.8.1.	ARQUITECTURA DE LA CPU.....	44
2.8.2.	MEMORIA DE DATOS	44
2.8.3.	MEMORIA DE PROGRAMA.....	46
2.8.4.	PUERTOS DE ENTRADA Y SALIDA MULTIFUNCIÓN.....	47
2.8.5.	PERIFERICOS INTEGRADOS.....	49
2.8.6.	GESTION DEL SISTEMA Y DE LA ENERGÍA	49
2.9.	LENGUAJES DE PROGRAMACIÓN	50
2.9.1.	LENGUAJE BASIC.....	50
2.9.2.	LENGUAJE ENSAMBLADOR	50
2.9.3.	LENGUAJE PHYTON.....	51
2.9.4.	LENGUAJE C.....	51
2.10.	INTERFAZ GRAFICA DE USUARIO	52
2.10.1.	GLADE	53
2.10.2.	GTK +	53
2.10.3.	ECLIPSE	53
2.10.4.	VISUAL BASIC	54
2.10.5.	QTK.....	55
2.11.	BLUETOOTH	55
2.12.	MICROMOTOR ELECTRICO DE VIBRACIÓN.....	56
2.13.	NORMAS INTERNACIONALES EMPLEADAS.....	57
2.13.1.	NORMA IEC 60601.....	57

2.13.2.	NORMA ANSI / AAMI / ISO 13485.....	57
2.13.3.	NORMA IEC - 80001.....	57
CAPITULO 3		58
METODOLOGIA Y CRITERIOS DE DISEÑO.....		58
3.1.	PARAMETROS DEL SISTEMA.....	59
3.1.1.	FRECUENCIA RESPIRATORIA.....	59
3.1.2.	SENSOR DE LA FRECUENCIA CARDIACA.....	63
3.1.3.	SENSOR DE TEMPERATURA CORPORAL.....	72
3.1.4.	SENSOR DE POSICION.....	77
3.1.5.	SENSORES AMBIENTALES	80
3.2.	ETAPA DE REALIMENTACION DEL PROTOTIPO.....	84
3.2.1.	MICROMOTORES	84
3.3.	MICROCONTROLADOR.....	86
3.3.1.	CARACTERISTICAS DEL DSPIC 33EP128GP504.....	87
3.3.2.	ETAPAS PRINCIPALES QUE INTERVIENEN EN EL DSPIC 33EP128GP504.....	88
3.3.3.	ETAPA DE PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR	88
3.4.	TRANSMISIÓN Y RECEPCION DE DATOS MEDIANTE BLUETOOTH	100
3.4.1.	COMUNICACIÓN DEL MODULO BLUETOOTH.....	100
3.4.2.	ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO PARA EL MODULO BLUETOOTH.....	102
3.5.	DESARROLLO DEL APLICATIVO.....	102
3.5.1.	FUNCIONAMIENTO DEL APLICATIVO	103
3.5.2.	MODO DE ADQUISICIÓN DEL APLICATIVO	104
3.6.	ETAPA DE ALIMENTACIÓN DEL PROTOTIPO.....	105
3.6.1.	BATERÍA.....	106
3.6.2.	REGULADOR DE VOLTAJE	106
3.6.3.	ELEVADOR DE VOLTAJE	107
3.6.4.	CARGADOR DE BATERIA	108
CAPITULO 4		110
PRUEBAS REALIZADAS Y RESULTADOS.....		110

4.1.	MEDICIONES EN LA ETAPA DE ALIMENTACIÓN DEL PROTOTIPO.....	110
4.2.	PRUEBAS DE ADQUISICIÓN DE LOS PARAMETROS DEL PROTOTIPO	110
4.2.1.	PRUEBA DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA	110
4.2.2.	PRUEBAS DE LA FRECUENCIA CARDIACA.....	111
4.2.3.	PRUEBAS DEL SENSOR DE TEMPERATURA CORPORAL	114
4.2.4.	PRUEBAS DEL SENSOR DE POSICION - ACELEROMETRO.....	115
4.2.5.	PRUEBAS DE LA TEMPERATURA AMBIENTAL Y HUMEDAD RELATIVA	116
4.2.6.	PRUEBAS DE LA ETAPA DE REALIMENTACIÓN (MICROMOTORES)	117
4.2.7.	RESULTADOS OBTENIDOS	117
4.3.	PRESUPUESTO.....	124
	CONCLUSIONES.....	126
	TRABAJO A FUTURO	128
	BIBLIOGRAFÍA.....	129
	ANEXOS	137
	GLOSARIO	164

INDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Prototipo de traje de bebé para la medición de ECG (izquierda) y el interior de la misma mostrando los textrodos (derecha).	2
Figura 2.1. Proceso de O ₂ y CO ₂ durante la posición prona del lactante.....	14
Figura 2.2. Modelo de triple riesgo y factores asociados.....	20
Figura 2.3. La unión del receptor serotoninérgico en la superficie ventral de un lactante con SMSL de 2 meses de edad.....	22
Figura 2.4. Diagrama de Harkmark y neuronas serotoninérgicas.	22
Figura 2.5. Sensor, señales biológicas y parámetros fisiológicos de interés.	23
Figura 2.6. Representación esquemática del corazón.....	25
Figura 2.7. Latidos del corazón según (a) electrocardiograma, (b) optopleitismograma, (c) fonocardiograma.....	32
Figura 2.8. Métodos de respiración (a) mecanorrespirograma, (b) fonocardiograma, (c) termorrespirograma.	33
Figura 2.9. (a) Símbolo general de un amplificador operacional, y (b) características de ganancia y frecuencia de un OPAMP.	37
Figura 2.10. Seguidor de voltaje con un amplificador operacional.....	38
Figura 2.11. Amplificador de instrumentación.....	39
Figura 2.12. (a) Convertidores de carga a tensión y (b) de corriente a tensión.....	39
Figura 2.13. (a) Respuesta ideal del filtro paso bajo y (b) respuesta ideal del filtro paso alto.....	40
Figura 2.14. Respuesta ideal del filtro paso banda.....	41
Figura 2.15. (a) Respuesta ideal del filtro de banda eliminada y (b) respuesta ideal del filtro paso todo.....	41
Figura 2.16. Respuesta de amplitud normalizada H ₁ (ω) del filtro notch o de muesca.....	42
Figura 2.17. Conversión analógico – digital.	43
Figura 2.18. Bloques principales a la arquitectura interna del DSPIC.....	45
Figura 2.19. Memoria de datos del DSPIC.	46
Figura 2.20. Camino de datos del DSPIC.....	47
Figura 2.21. Esquema de la gestión del sistema y de la energía.....	49
Figura 2.22. Ejemplo de código en lenguaje C.	52
Figura 2.23. Arquitectura del complemento de la plataforma Eclipse.....	54
Figura 2.24. Los dispositivos con Bluetooth saltan entre las frecuencias hasta 1600 veces por segundo.....	56
Figura 2.25. Micromotor eléctrico de vibración	56

Figura 3.1. Diagrama de bloques del sistema propuesto.....	58
Figura 3.2. Sensor de fuerza resistiva (FSR).....	59
Figura 3.3. Sensor de flexión 4.5 “.....	60
Figura 3.4. FSR montado en el prototipo para la captación de la frecuencia respiratoria	61
Figura 3.5. Ubicación del sensor de fuerza resistiva incorporado en el chaleco para medición de la frecuencia respiratoria.....	61
Figura 3.6. Amplificador operacional MCP6004.	62
Figura 3.7. Circuito para el acondicionamiento de la frecuencia respiratoria.	64
Figura 3.8. Amplificador de instrumentación AD522.....	65
Figura 3.9. Amplificador de instrumentación AD620.....	65
Figura 3.10. Amplificador de instrumentación INA128P.	66
Figura 3.11. Circuito integrado de captura del ECG LM358.	67
Figura 3.12. Circuito integrado de captura del ECG LF353.	67
Figura 3.13. Circuito integrado de captura del ECG TL082.	68
Figura 3.14. Convertidor de voltaje ICL7660.	70
Figura 3.15. Ubicación de los electrodos neonatales incorporados en el chaleco para la medición de la frecuencia cardíaca.	70
Figura 3.16. Circuito para el acondicionamiento de la frecuencia cardíaca.	72
Figura 3.17. Termistor 10 K NTC.	73
Figura 3.18. Sensor LM35.....	73
Figura 3.19. Termistor 2.252 K encapsulado de epoxi.	74
Figura 3.20. Termistor 2.252 NTC de grado médico, montado en el prototipo para la captación de la temperatura del paciente.....	75
Figura 3.21. Ubicación del termistor 2.252 K incorporado en el chaleco para la medición de la temperatura corporal.....	75
Figura 3.22. Circuito de acondicionamiento y medición de temperatura.....	77
Figura 3.23. Módulo ADXL335 montado en el prototipo para la captación de la posición del neonato.....	79
Figura 3.24. Ubicación del módulo ADXL335 incorporado en el chaleco para la detectar la posición del neonato durante el estado sueño – vigilia.	79
Figura 3.25. Circuito para el acondicionamiento y medición del acelerómetro.....	80
Figura 3.26. Sensor DHT22 montado en el prototipo para captar las variables ambientales (humedad relativa y temperatura).	81
Figura 3.27. Maxdetectec con la señal de anfitrión y la señal del sensor.	82
Figura 3.28. Primer pulso “0” durante 50 μ s y segundo pulso “1” durante 70 μ s.....	83
Figura 3.29. Circuito para el acondicionamiento y medición del sensor ambiental.	84

Figura 3.30. Micromotores montados en el prototipo.....	84
Figura 3.31. Ubicación de los micromotores incorporados en el chaleco.	85
Figura 3.32. Circuito para el acondicionamiento de los micromotores.....	85
Figura 3.33. DSPIC 33EP128GP504.	87
Figura 3.34. Circuito para el acondicionamiento del DSPIC 33EP128GP504.....	89
Figura 3.35. Diagrama de flujo para obtención de la frecuencia respiratoria.	89
Figura 3.36. Diagrama de flujo para la captura de muestra de la frecuencia respiratoria.	90
Figura 3.37. Diagrama de bloques del procesamiento de muestras de la frecuencia respiratoria.....	91
Figura 3.38. Diagrama de flujo de la transmisión de datos de la frecuencia respiratoria a la unidad de interfaz gráfica.....	92
Figura 3.39. Diagrama de flujo para la obtención de la frecuencia cardíaca.....	92
Figura 3.40. Diagrama de flujo para la captura de muestra de la frecuencia cardíaca.	93
Figura 3.41. Diagrama de flujo para el procesamiento de las muestras obtenidas de la frecuencia cardíaca.....	93
Figura 3.42. Diagrama de flujo de la transmisión de la frecuencia cardíaca en la interfaz gráfica.....	94
Figura 3.43. Diagrama de flujo para la obtención de la temperatura corporal	94
Figura 3.44. Diagrama de flujo para la captura de muestras de la temperatura corporal.	95
Figura 3.45. Diagrama de flujo del procesamiento de muestras en el microcontrolador para la temperatura corporal.....	95
Figura 3.46. Diagrama de flujo de la transmisión de datos de la temperatura corporal....	96
Figura 3.47. Diagrama de flujo para la detección de las posturas del lactante.	96
Figura 3.48. Diagrama de flujo para la captura de postura del lactante en los ejes tridimensionales X, Y, Z.	97
Figura 3.49. Diagrama de flujo del procesamiento de muestras en el microcontrolador para la postura del lactante en los ejes X, Y, Z.	98
Figura 3.50. Diagrama de flujo de la transmisión de datos de la postura del lactante.....	98
Figura 3.51. Diagrama de flujo para la detección de la temperatura ambiental y la humedad relativa.....	99
Figura 3.52. Diagrama de flujo para la detección de los micromotores.	100
Figura 3.53. Diagrama de flujo para la recepción y transmisión de datos en el modulo Bluetooth.	100
Figura 3.54. Módulo HC-05 montado en el prototipo para la comunicación inalámbrica.....	102
Figura 3.55. Circuito para el acondicionamiento del módulo HC – 05.	102

Figura 3.56. Lista del dispositivo Bluetooth y la elección del puerto para vincular con el módulo BT del prototipo.....	103
Figura 3.57. Interfaz gráfica de usuario (GUI) para la visualización en tiempo real de los datos obtenidos.	104
Figura 3.58. Interfaz gráfica de usuario (GUI) del prototipo.....	105
Figura 3.59. Batería 3.7 V – 2500 mAh montado en el prototipo	106
Figura 3.60. Regulador de voltaje LM1117 montado en la etapa de alimentación.....	107
Figura 3.61. Módulo elevador de voltaje montado en el prototipo.....	108
Figura 3.62. Módulo de carga de batería montado en el prototipo.....	109
Figura 4.1. Medición de la etapa de alimentación del prototipo.	110
Figura 4.2. Simulador de frecuencia cardíaca TechPatient de He Instruments para obtener diferentes valores de la frecuencia cardíaca.	112
Figura 4.3. Medición de la resistencia del termistor 2.252 K.....	114
Figura 4.4. Postura correcta para el descanso del lactante.	115
Figura 4.5. Postura peligrosa para el descanso del lactante.	116
Figura 4.6. Postura decúbito lateral derecho durante las pruebas.....	116
Figura 4.7. Postura decúbito lateral izquierdo durante las pruebas.	116
Figura 4.8. Lactante de 12 meses para ser monitorizado por el prototipo durante su descanso.	118
Figura 4.9. Interface gráfica en tiempo real del monitoreo continuo de las variables fisiológicas del lactante de 12 meses, durante su descanso.	118
Figura 4.10. Lactante de 18 meses para ser monitorizado por el prototipo durante su descanso.	120
Figura 4.11. Interface gráfica en tiempo real del monitoreo continuo de las variables fisiológicas del lactante de 18 meses, durante su descanso.	121
Figura 4.12. Lactante de 3 meses para ser monitorizado por el prototipo durante su descanso.	122
Figura 4.13. Interface gráfica en tiempo real de la postura decúbito lateral derecho del lactante de 3 meses de edad, durante su descanso.	123

INDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Tabla de benchmarking	6
Tabla 1.2. Defunciones neonatales notificadas por DIRESA (2015-2017)	9
Tabla 2.1. Valores de la frecuencia cardiaca según la edad.....	26
Tabla 2.2. Valores de la frecuencia respiratoria según la edad.....	27
Tabla 2.3. Valores normales de la temperatura corporal según la edad	28
Tabla 2.4. Rango y frecuencia de parámetros fisiológicos	31
Tabla 2.5. Diferencias entre las familias DSPIC30F y DSPIC33F.....	44
Tabla 3.1. Tabla comparativa de los sensores de la frecuencia respiratoria	60
Tabla 3.2. Tabla comparativa del circuito integrado de captura.	62
Tabla 3.3. Tabla comparativa de los amplificadores de instrumentación	66
Tabla 3.4. Tabla comparativa de los circuitos integrados	68
Tabla 3.5. Tabla comparativa para la elección del convertidor de voltaje.....	69
Tabla 3.6. Tabla comparativa de los sensores de temperatura.....	74
Tabla 3.7. Tabla de valores de la resistencia del termistor 2.252 K NTC.	76
Tabla 3.8. Tabla comparativa de los módulos del acelerómetro.	77
Tabla 3.9. Tabla comparativa de los sensores ambientales.....	81
Tabla 3.10. Tabla comparativa de los microcontroladores.....	86
Tabla 3.11. Tabla comparativa de los módulos Bluetooth.....	101
Tabla 3.12. Tabla comparativa de los módulos de regulación de voltaje.	107
Tabla 4.1. Valores de la frecuencia cardiaca utilizando el simulador TechPatient de He Instruments para verificar el funcionamiento del prototipo	113
Tabla 4.2. Valores de la resistencia del termistor 2.252 K utilizando un multímetro digital calibrado a diferentes temperaturas.....	114
Tabla 4.3. Valores de cada parámetro obtenidos durante un periodo aproximado de 5 horas (lactante de 12 meses)	119
Tabla 4.4. Valores de cada parámetro obtenidos durante un periodo aproximado de 5 horas (lactante de 18 meses)	120
Tabla 4.5. Valores de cada parámetro obtenidos durante un periodo aproximado de 35 minutos (lactante de 3 meses)	122
Tabla 4.6. Listado de costo de componentes.....	124
Tabla 4.7. Listado de costo de equipos.....	125

INDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Variación del sensor de fuerza resistiva durante la respiración con una tensión de 5V.....	110
Gráfico 2. Respuesta del sensor respiratorio en la salida del comparador operacional...111	
Gráfico 3. Señal que ingresa al procesador vs. señal en la salida del comparador operacional.....	111
Gráfico 4. Señal obtenida antes de la etapa de amplificación y filtrado utilizando el simulador.....	112
Gráfico 5. Señal ECG posterior a la amplificación basado en el amplificador AD620 y filtrado de ruido luego de aplicarle un filtro notch a la señal anterior.	112
Gráfico 6. Salida del circuito de frecuencia cardíaca (azul) vs la lectura que ingresa al procesador (rojo).	113
Gráfico 7. Resistencia teórica y experimental en función de la temperatura.	115
Gráfico 8. Funcionamiento del sensor DHT22.....	117
Gráfico 9. Señal cuando se activan los micromotores.....	117
Gráfico 10. Parámetros fisiológicos del lactante de 12 meses: a) Frecuencia respiratoria, b) Frecuencia cardíaca.	119
Gráfico 11. Parámetros fisiológicos del lactante de 18 meses: a) Frecuencia respiratoria, b) Frecuencia cardíaca.	121
Gráfico 12. Parámetros fisiológicos del lactante de 3 meses: a) Frecuencia respiratoria, b) Frecuencia cardíaca.....	123

INDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. Cálculo de la ganancia del amplificador de instrumentación.....	38
Ecuación 2. Cálculo del divisor de voltaje después del amplificador operacional U6A. ...	63
Ecuación 3. Cálculo del filtro pasa baja de 15 Hz.	63
Ecuación 4. Ganancia del AD620	71
Ecuación 5. Cálculo del filtro pasa alto.	71
Ecuación 6. Cálculo del filtro pasa bajo.	71
Ecuación 7. Ganancia de los filtros pasa alto y pasa bajo.....	71
Ecuación 8. Ecuación para determinar el elevador de nivel.	72
Ecuación 9. Ecuación para determinar el regulador shunt con una referencia de 1.65V..	72
Ecuación 10. Ganancia del AD620	76
Ecuación 11. Cálculo del divisor de voltaje después del amplificador operacional U5B. .	76
Ecuación 12. Cálculo del voltaje de salida entre los puntos centrales del puente Wheatstone.	76
Ecuación 13. Fórmula para determinar la humedad relativa del sensor DHT22.....	83
Ecuación 14. Fórmula para determinar la temperatura ambiental del sensor DHT22.....	83

INTRODUCCIÓN

El síndrome de muerte súbita de lactante (SMSL) consiste en el fallecimiento inexplicable de un menor, generalmente de un año de edad, asociado a factores de riesgo, características fisiopatológicas y aspectos epidemiológicos, el cual afecta tanto a los lactantes como también a los neonatos [Camarasa Piquer, 2003].

El síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL) es la tercera causa de mortalidad infantil posneonatal en los países industrializados, luego de las malformaciones y las causas asociadas a prematuridad. Estas tres causas son responsables del 45,5% de las muertes infantiles [Heron et al., 2009].

En la actualidad, el empleo de tecnologías aplicadas es importante en la salud para la prevención, diagnóstico y monitoreo de enfermedades, permitiendo además la reducción de costos, donde la Ingeniería Biomédica interviene profundamente en el mejoramiento de los servicios de salud y principalmente en el cuidado de la salud humana.

En consecuencia, se desarrolla el prototipo para personas de bajos recursos donde puedan monitorizar en forma continua el estado de salud de lactante, durante el estado de sueño profundo del propio lactante. Por otro lado, sirve de motivación el desarrollo de este trabajo dentro del área de Ingeniería Biomédica debido a que no es conocido dentro del medio local.

En otros países, el empleo de tecnologías aplicadas para los lactantes han venido desarrollándose, desde algunos monitores capaces de captar la respiración del infante en los años 70, hasta sofisticados sistemas no invasivos que utilizan software de alta complejidad de programación y envíos de alertas por medio de aplicativos instalados en la PC o celular. En Latinoamérica, durante la última década se ha aumentado el uso de monitoreo continuo en el propio domicilio del paciente, para verificar el estado de salud de

lactante. Sin embargo, actualmente en el Perú aun no existen equipos médicos que permitan verificar el síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL) [Vargas Herrera, 2007].

Por otro lado, de acuerdo a investigaciones recientes, en la sierra y en la selva del Perú se tienen tasas de mortalidad por encima de 25 defunciones por cada mil nacidos vivos, mientras que en la costa se tiene una tasa de mortalidad de 10,5 defunciones por cada mil nacidos vivos, por lo cual se justifica el desarrollo del prototipo. Asimismo, para disminuir la mortalidad infantil es necesario integrar el monitoreo continuo en tiempo real de signos vitales del lactante tales como la frecuencia respiratoria, frecuencia cardíaca, posición del infante, temperatura del infante, la humedad relativa ambiental y la temperatura ambiental a través de una interfase gráfica de usuario (GUI) instalada en una PC, la cual registra la condición de salud del lactante durante el sueño profundo [Vargas Machuca, 2017].

CAPITULO 1

SITUACION DEL PROBLEMA

1.1. ANTECEDENTES

1.1.1. ANTECEDENTES EN EL CONTEXTO MUNDIAL

A tan solo unos años de presentar la primera conferencia (1963) y la segunda conferencia (1969) mundiales de Síndrome de Muerte Súbita de Lactante (SMSL), en 1973 Wareen Guntheroth comenzó a prescribir monitores de respiración que podían usarse en el hogar para neonatos y evitar los casos de SMSL. Asimismo, a partir del año 1980, ya se revelaba un progresivo aumento de la tasa de mortalidad por causa del SMSL en la mayoría de países de la Unión Europea, con una incidencia entre 1,5 a 2 por 1000 nacidos vivos, que la convertía en la primera causa de muerte del periodo postnatal en aquellos países [Camarasa Piquer, 2003]. Por el contrario, en otros países como Estados Unidos, Nueva Zelanda y Australia el Síndrome de muerte súbita del lactante desde la década del 90 fue reconocido como explicación para la muerte en el menor de un año, con cifras que oscilaban en Estados Unidos entre 1,2 y 3 por 1000 nacidos vivos, llegando en los dos últimos casos hasta a 7 por 100 nacidos vivos. En la última década en esos países se ha producido una ostensible reducción en el SMSL, aunque exhiben aún cifras importantes, entre 0,56 y 1,1 por 1000 nacidos vivos [Remigo et. al., 2013]. Asimismo, en el año 2011, la Asociación Médica de Nueva Zelanda, presentó un artículo acerca de la reducción de SMSL en dicho país durante los últimos 20 años, logrando alcanzar una incidencia de 1,1 por 1000 nacidos vivos [Baker, 2011].

A partir del presente siglo, recién se tuvieron los primeros aportes tecnológicos para contrarrestar el aumento de casos de SMSL, a nivel de Europa, Asia y Estados Unidos. En ese sentido, en el año 2005, la Universidad Católica de Lovaina de Bélgica, desarrolló un sistema de monitoreo inalámbrico para medir el ECG (Electrocardiograma) de los neonatos. Un año después, el Instituto de Ingeniería Textil y de Procesos de Alemania,

desarrolló un chaleco sensorial para neonatos, mientras que, al año siguiente, la Universidad de Texas en Arlington, presentó un monitoreo infantil sistema que utiliza sensores de CO₂. Posteriormente, en el año 2008, la Universidad de Tecnología del Sur de China, realizó una investigación en desarrollo sobre atención médica inalámbrica de neonatos [Zhang et al, 2008].



Figura 1.1. Prototipo de traje de bebé para la medición de ECG (izquierda) y el interior de la misma mostrando los textrodos (derecha)
Fuente: (Zhang et al, 2008).

1.1.2. ANTECEDENTES EN EL CONTEXTO LATINOAMERICANO

En los países latinoamericanos, a partir del año 1990 hasta el año 2013, la incidencia de SMSL oscilaba entre 0,2 y 8 por cada 1000 nacidos vivos, variaciones que se interpretan muy en relación con las características demográficas, el clima, el nivel socioeconómico de la población evaluada, la capacidad que poseen para realizar los estudios diagnósticos necesarios y la obtención de información estadística con mayor o menor fidelidad. En ese sentido, en Colombia, el Dr. Juan Alfaro presentó un primer estudio acerca del SMSL a nivel latinoamericano, en el año 1994, donde se describen las asociaciones casuales entre las que sobresalen la posición al dormir, el tabaquismo materno y la incompetencia de la madurez neurológica. [Remigo et. al., 2013]. Asimismo, en el año 2008, se realizó un estudio prospectivo en el Hospital Zonal de Bariloche de Argentina, donde el SMSL ocupaba el cuarto lugar entre las causas de muerte en niños menores de un año (3,4% de las muertes infantiles), luego de las malformaciones congénitas, las infecciones respiratorias y las causas externas. [Gil et al., 2008]. Por otro lado, en el año 2010, la

Universidad Positivo en Brasil desarrolló un dispositivo que monitoriza la respiración del neonato para evitar los casos de Apnea, el cual es una de las consecuencias del SMSL [Fagundes & Tucunduva, 2010]. Por último, en el año 2013, la Revista Médica de Chile, también mostró un artículo sobre la incidencia de la SMSL en el país sureño, donde se registró una incidencia de 0,45 por cada 1000 nacidos vivos, lograndose una reducción de la tasa de mortalidad a causa del SMSL en un 23%, entre los años 1997 y 2009 [Brockmann et al., 2013].

1.1.3. ANTECEDENTES EN EL CONTEXTO NACIONAL

A nivel nacional, se debe destacar que en el año 2006, la Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Publica presentó por primera vez un artículo acerca de la administración de vacunas para casos de SMSL en el Perú, donde se notificó en diferentes departamentos del Perú, durante el segundo semestre del 2001, nueve casos de muerte súbita del lactante, poco tiempo después de recibir las vacunas DPT. Al año siguiente, el Dr. Javier Vargas (UNMSM) presentó una tesis acerca de la vacunación DPT y la Neumonitis Intersticial, que corresponde a uno de factores principales de riesgo vinculados al SMSL [Vargas Herrera, 2007]. Por otro lado, en el año 2013, el Hospital de Apoyo de Iquitos, presentó un estudio acerca de la mortalidad neonatal temprana asociada a algunos factores sociodemográficos, epidemiológico perinatales y clínico neonatales, ocurridas en dicho Hospital. Al año posterior, investigadores de la Universidad Ricardo Palma, determinaron los factores de la mortalidad neonatal en el Hospital Sergio Bernales, tales como el control prenatal insuficiente, puntuación apgar bajo, parto pretérmino, bajo peso al nacer, entre otros, habiéndose reportado una tasa de 7.9 de muertes por 1000 nacidos vivos en el mencionado Hospital [Dulia, 2016].

1.1.4. BENCHMARKING

Las investigaciones respecto a la muerte subita de neonatos y lactantes, se vienen realizando en distintos paises, por ello en la presente investigacion se hizo una revision de

las metodologías y tecnologías desarrolladas en los países de Holanda, Portugal, España, USA, Costa Rica, Brasil y Perú, así como también el respectivo benchmarking de las mismas, con el cual se pretende desarrollar una metodología propia, la cual se detalla en el tabla del Benchmarking, así como en el diagrama de bloques.

1.1.5. BENCHMARKING EN EL CONTEXTO MUNDIAL

Wei Chen et al. de la Universidad de Tecnología de Eindhoven de Holanda, presentaron un trabajo de diseño de una chaqueta inteligente integrado con sensores textiles para el monitoreo neonatal de forma continuo discreto y portátil, mediante la integración de textiles conductivos permite el control de ECG dentro de una incubadora o fuera de esta y presenta una plataforma para la comunicación inalámbrica. La chaqueta contiene seis parches conductivos que detectan señales de biopotenciales en diferentes posiciones para realizar mediciones de diversidad, además cuando un sensor se suelta de la piel, otro sensor puede proporcionar una mejor señal [Chen et al, 2010]. Angelo M. Fonseca et al. del Instituto de Telecomunicaciones de la Universidad Beira Interior de Portugal en conjunto con investigadores de la Universidad Politécnica de Valencia de España y la Universidad ITMO de San Petersburgo de Rusia, diseñaron un sistema para medir la frecuencia cardíaca, respiración, temperatura y posición del infante, estos parámetros se registran mediante sensores utilizados en la cuna y en el cuerpo del neonato y están conectados a un teléfono inteligente o tablet a través de Bluetooth y Wi-Fi, detectando y permitiendo el monitoreo en tiempo real [Fonseca et al., 2014].

Marta Valero et al. del Instituto de Biomecánica de Valencia de España, han desarrollado un novedoso sistema inteligente no invasivo, este sistema está integrado en el colchón del neonato y por medio de matrices de biosensores de textiles mide los parámetros biológicos relevantes: pH para los episodios de reflujo gastroesofágico, la temperatura para la hipotermia, movimiento para detectar la respiración, microvibradores incorporados en el colchón y para el algoritmo de prevención se han establecido tres escenarios de prevención

que genera una alarma y avisan a los padres o cuidadores del escenario ocurrido [Valero et al., 2016]. Baker C. et al. de la Universidad de California de USA, desarrollaron un prototipo SleepSafe que utiliza un acelerómetro triaxial conectado a la ropa de un lactante para monitorizar el estado de reposo y una estación base inalámbrica para recibir y procesar los datos del sensor, las tres posiciones diferentes (espalda, laterales y estómago) se miden como la dirección opuesta, perpendicular y alineada en la misma dirección a la de la gravedad [Baker et al, 2007].

1.1.6. BENCHMARKING EN EL CONTEXTO LATINOAMERICANO

López et al. de la Universidad de Costa Rica, presentaron un prototipo para detectar el movimiento, posición y temperatura para prevenir el SMSL; además se complementa con una aplicación web móvil que muestra la información reunida, se utilizaron un sensor de temperatura y tres ejes de acelerómetro, además se puede detectar la posición del neonato y detectar la temperatura de ambiente y disparar alarmas si se infringen los umbrales mediante la aplicación [López et al., 2014]. Tedesco et al. de la Universidad Federal de Tecnología de Paraná de Brasil, diseñaron un sistema a un costo flexible y de bajo costo que consiste en un sensor de temperatura, un sensor de movimiento y un corazón sensor de velocidad conectado al microcontrolador que envía estos datos a través de la red Wi-Fi, a un servidor. Los datos son servidos por una aplicación, desarrollada para plataforma Android que se puede ejecutar en teléfonos inteligentes y tablets, la cual presenta una interfaz entre el usuario y el sistema para la prevención de muerte súbita. [Tedesco et al, 2017].

1.1.7. BENCHMARKING EN EL CONTEXTO NACIONAL

La empresa Baby Infanti Perú actualmente comercializa un monitor con audio y video que permite detectar la transmisión digital para una vigilancia segura y calidad de sonido con tecnología 2.4 GHz con una batería recargable, además detecta la temperatura corporal, uno de los parámetros que permite evitar la SMSL [Baby Infanti, 2014]. Ricardo Yauri de

INICTEL-UNI, presentó un artículo para el diseño y desarrollo de un sistema de monitoreo remoto, basado en internet de las cosas (IOT) para la adquisición, procesamiento, envío y visualización de datos de señales electrocardiograficas. El sistema implementa un modulo de sensor embido con comunicación inalámbrica mediante la tecnología Wi-Fi o GPRS, el control de la adquisición, procesamiento y envío de lecturas se realiza con un microcontralador PIC2 de bajo consumo, luego los datos se envian a un servidor web en internet y se desarrolló una aplicación web que crea conexiones basadas en Websokets para recibir la informacion del nódulo sensor embebido [Yauri Rodriguez, 2016].

Tabla 1.1. Tabla de benchmarking.

CRITERIO	CARACTERÍSTICAS		R. 25	R. 26	R. 27	R. 28	R. 29	R. 30	R. 31	R. 32
HARDWARE	Sistema no invasivo		√	√	√	√	√	√	√	X
	Frecuencia cardíaca	Inalámbrico	X	√	X	X	X	X	X	X
		Cable	√	X	X	X	X	X	X	√
	Sensor de frecuencia respiratoria		X	√	√	X	X	X	X	X
	Sensor de temperatura		X	√	√	X	√	√	√	X
	Sensor detector de movimiento corporal		X	√	X	√	√	√	X	X
	Micromotores		X	X	√	X	X	X	X	X
	Comunicación Inalámbrica	Wi-Fi	X	√	√	√	√	√	X	X
		Bluetooth	X	√	X	X	X	X	X	X
		Zigbee	X	X	X	X	X	X	X	X
SOFTWARE	Visualización en tiempo real		X	√	√	X	√	√	√	√
	Interfaz de Usuario	Smartphone	X	√	√	X	√	√	X	X
		PC/Laptop	X	X	√	√	X	X	X	√
	Uso de software libre		X	√	X	X	√	√	X	√

R.25: Referencia 25. √: Contiene característica. X: No contiene característica.

Fuente: Elaboración propia.

1.1.8. CONCLUSION DEL BENCHMARKING

El presente trabajo de investigación tiene por objetivo solucionar los problemas de muerte súbita de lactantes, donde por ende el dispositivo electrónico portatil a realizar debe cumplir

ciertas características que garantice dicho objetivo. A partir del benchmarking realizado, se tomaron en consideración las metodologías desarrolladas por Wei Chen et al. de la Universidad de Tecnología de Eindhoven de Holanda, Angelo M. Fonseca et al. del Instituto de Telecomunicaciones de la Universidad Beira Interior de Portugal en conjunto con investigadores de la Universidad Politécnica de Valencia de España y la Universidad ITMO de San Petersburgo de Rusia, Gustavo López et al. de la Universidad de Costa Rica y Kleisson Tedesco et. al. de la Universidad Federal de Tecnología de Paraná de Brasil puesto que son las referencias más óptimas para el desarrollo del presente trabajo de investigación.

1.2. SITUACIÓN ACTUAL

1.2.1. CONTEXTO MUNDIAL

En Suecia, Per Möllborg de la Universidad de Gothenburg, presentó una tesis relacionada al estudio de los factores ambientales y epidemiológicos que influyen en el riesgo de muerte súbita del lactante y otras muertes súbitas inesperadas entre los años 2005 al 2011. Los registros médicos correspondientes se obtuvieron de los hospitales y se obtuvieron que las causas más frecuentes de muerte súbita de lactante fueron la bronconeumonía, otras infecciones y anomalías congénitas. Según el estudio, es posible evitar los casos de SMSL si disminuyen las posiciones propensas y laterales para dormir durante los primeros meses [Möllborg, 2016]. En Corea, la Universidad Nacional Kyungpook, desarrolló un sistema basado en un algoritmo de reconocimiento de la actividad humana elaborado con redes neuronales artificiales para reconocer las posiciones de sueño en los neonatos al dormir. La aplicación desarrollada está enfocada para neonatos que son vulnerables al síndrome de muerte súbita de lactante (SMSL). Se utilizó un sensor de unidad de medida inercial inalámbrica en conjunto con el uso de una red neuronal recurrente que utiliza una memoria a largo plazo [Eyobu et al., 2017].

1.2.2. CONTEXTO LATINOAMERICANO

A nivel latinoamericano, investigadores del Instituto Politécnico Nacional en México crearon un sistema para monitorizar las temperaturas corporales de los infantes menores a 1 año, mediante el uso de un dispositivo que al estar en contacto con un neonato permitirá registrar la temperatura y en caso de que ésta sea mayor a los 37.7 °C, dicho dispositivo se comunicará inalámbricamente con una interfaz gráfica de usuario (GUI) que informará un posible evento de SMSL al personal asistencial a cargo [Betancourt & García Trejo, 2017]. Posteriormente, la Sociedad Uruguaya de Pediatría identificó factores de riesgos asociados a los casos de SMSL tales como las infecciones respiratorias, las cardiopatías pre natales, cuyo diagnóstico temprano permitirá reducir el SMSL a través de las recomendaciones dadas por el médico pediatra tratante para el sueño seguro del neonato [Gutierrez et al, 2017].

1.2.3. CONTEXTO NACIONAL

A nivel nacional, en la Pontificia Universidad Católica del Perú, se diseñó y se implementó un sistema de control que permite pasteurizar la leche materna usando calentamiento por inmersión, con el fin de evitar el empleo de formulas o sustitutos de la leche materna para la alimentación de los neonatos, ya que estos sustitutos generan el riesgo de SMSL [Sullcahuamán, 2017]. Por otro lado, Maria Lopez de la Universidad Catolica los Angeles de Chimbote, presentó un trabajo de investigación en el cual se identifica la problemática de la salud neonatal en el Perú, los factores asociados y las estrategias de mayor impacto para afrontarlos. En dicho trabajo, los factores asociados a la mortalidad neonatal son la prematuridad, el bajo peso al nacer, la presencia de alguna patología neonatal, entre otros [López Lozano, 2015].

1.3. PROBLEMÁTICA EXISTENTE EN EL CONTEXTO NACIONAL

En el Perú, hay que señalar que la mortalidad neonatal e infantil ocurre con mucha frecuencia, según una encuesta elaborada por la Dirección General de Epidemiología del Ministerio de Salud (MINSA), donde en el año 2017, por ejemplo, se registraron alrededor

de 935 defunciones neonatales a nivel nacional, procedentes de 574 distritos y de 369 establecimientos de salud. Entre los departamentos con mayor frecuencia de mortalidad neonatal son: Lima Metropolitana, Cusco, Loreto, La Libertad y Puno, donde la pobreza también es un factor importante para las defunciones neonatales [Vargas Machuca, 2017]. Por otro lado, de cada 1000 niños y niñas que nacieron en Perú en el año 2014, 15 de ellos fallecieron durante el primer año de vida, según la Encuesta Demográfica y de Salud Familiar del Instituto Nacional de Estadística e Informática (ENDES), donde además en el año 2017, a nivel nacional, se registraron 9 defunciones neonatales por cada mil nacidos vivos en la costa, 11 defunciones neonatales por cada mil nacidos vivos en la sierra y por último, 12 defunciones neonatales por cada mil nacidos vivos en la selva [INEI, 2017].

Tabla 1.2. Defunciones neonatales notificadas por DIRESA (2015-2017).

DIRESA	FETAL				NEONATAL				total 2017	%	% acumulado
	2015	2016	2017	TENDENCIA	2015	2016	2017	TENDENCIA			
LIMA METROPOLITANA	219	277	206		200	229	187		393	20.92	20.92
CUSCO	74	57	59		77	72	54		113	6.01	26.93
LORETO	38	37	38		48	54	58		96	5.11	32.04
LA LIBERTAD	78	83	52		58	73	43		95	5.06	37.09
PUNO	55	63	55		63	64	40		95	5.06	42.15
CALLAO	64	41	42		37	40	51		93	4.95	47.10
JUNIN	40	46	51		43	54	41		92	4.90	52.00
HUANUCO	47	32	47		36	34	29		76	4.04	56.04
CAJAMARCA	43	44	41		51	47	33		74	3.94	59.98
LAMBAYEQUE	39	37	19		46	44	50		69	3.67	63.65
ANCASH	50	44	30		49	53	37		67	3.57	67.22
PIURA	59	42	26		59	23	37		63	3.35	70.57
AYACUCHO	25	36	25		21	35	36		61	3.25	73.82
AMAZONAS	29	28	30		21	30	28		58	3.09	76.90
SAN MARTIN	54	46	27		43	40	30		57	3.03	79.94
AREQUIPA	22	33	18		31	20	29		47	2.50	82.44
ICA	20	20	21		11	20	21		42	2.24	84.67
LIMA PROVINCIAS	31	41	25		17	16	17		42	2.24	86.91
UCAYALI	11	22	20		42	42	20		40	2.13	89.04
LUCIANO CASTILLO	26	22	21		17	7	13		34	1.81	90.85
PASCO	16	25	14		13	8	16		30	1.60	92.44
JAEN	14	17	17		7	13	6		23	1.22	93.67
APURIMAC	11	7	9		12	10	12		21	1.12	94.78
TUMBES	11	7	11		10	9	10		21	1.12	95.90
HUANCAVELICA	19	25	13		17	14	7		20	1.06	96.97
MADRE DE DIOS	9	11	6		9	10	9		15	0.80	97.76
CHOTA	19	14	8		8	3	4		12	0.64	98.40
CUTERVO	2	5	5		4	8	4		9	0.48	98.88
CHANKA	5	4	2		4	4	6		8	0.43	99.31
MOQUEGUA	4	4	6		1	1	1		7	0.37	99.68
TACNA	5	8			12	9	6		6	0.32	100.00
Total general	1139	1178	944		1067	1086	935		1879	100.00	

Fuente: (Vargas Machuca, 2017).

Asimismo, en los últimos 15 años la disminución de la tasa de mortalidad infantil (TMI), ha conseguido un progreso destacable en los niños menores de 1 año, donde la TMI nacional era de 15 fallecimientos por mil nacidos vivos en la costa, 25 fallecimientos por mil nacidos en la sierra y 22 fallecimientos por mil nacidos en la selva, durante el año 2015; donde la mayoría de neonatos que fallecen antes de cumplir un mes de vida provienen de madres sin ningún grado de educación [UNICEF Perú, 2016]. Por otro lado, el Colegio Médico del Perú en su publicación: “El sistema de Salud en Perú”, indicó que la tasa de mortalidad infantil disminuyó de 20 por cada mil nacidos vivos (NV) en 2008, a 15 por cada mil nacidos vivos en 2015, indicando además que hubo una reducción de 51% en la mortalidad neonatal durante ese mismo periodo, que paso de 16,2 a 8 fallecidos por cada mil NV [Lazo-Gonzales et al., 2016].

Por otro lado, en el año 2010, se determinó que dos de las principales causas de la mortalidad neonatal en el Perú correspondió a la asfixia neonatal con una TMI de 15,3% (462/3015) y a la dificultad respiratoria del recién nacido con una TMI de 6,8% (204/3015), donde mayormente se suscita entre los días 1 y 7 de vida, según la Organización Panamericana de la Salud (OPS) [Ascate K’ana, 2013]. Por otro lado, según el Instituto Nacional Materno Perinatal (INMP), en el 2015, una de las principales causas de muerte neonatal fue la asfixia con una TMI de 17,5% (41/234), habiéndose registrado 21729 recién nacidos, de los cuales se tuvieron 234 fallecidos en el Departamento de Neonatología, siendo 203 fallecidos de 28 días o menos. En 2016, la TMI por asfixia y/o evento hipóxico severo fue de 10,7% (31/290) según el INMP [Dávila Aliaga & Mendoza Ibañez, 2016].

1.4. JUSTIFICACIÓN

1.4.1. CONTEXTO MUNDIAL

Según la Universidad Ouluensis de Finlandia, la mortalidad infantil disminuyo un 65 % durante el periodo del 1969 (0.67/1000) – 2004 (0.23/1000) siendo una de las causas la muerte súbita del lactante, esto se debe principalmente al buen funcionamiento de los sistemas de salud en Finlandia [Lantto, 2015]. Por otro lado, la Oficina de Estadísticas

Nacionales de Inglaterra, indicó 221 muertes infantiles inexplicables en Inglaterra y Gales; casi tres cuartos (71%) de estas muertes se registraron como muertes súbitas de lactantes, además se brindó información oportuna para reducir estas muertes infantiles tanto en Inglaterra como en Gales en los siguientes años. De esta manera este proyecto se enfocará en la reducción de muertes infantiles inexplicables, mediante la visualización en tiempo real de los signos vitales importantes que eviten los casos de muerte súbita de lactante [Office for National Statistics, 2017].

Según Savita P. Patil y Manisha R. Mhetre del Instituto Tecnológico de Vishwakarma de la India, presento un diseño de un sistema para el monitoreo de neonatos, ya que puede desempeñar un papel importante en el mejor cuidado infantil y permitiendo a la madre comprender el estado interno biológico del neonato. Este sistema controla parámetros vitales como la temperatura corporal, la frecuencia del pulso, la humedad y el movimiento del neonato, todo esto mediante el uso de la red GSM [Patil & Mhetre, 2014]. Por lo cual, es justificable el desarrollo de proyectos similares que permitan reducir los casos de muerte súbita de lactantes y esto es posible solo con el empleo de herramientas tecnológicas.

1.4.2. CONTEXTO LATINOAMERICANO

La Sociedad Argentina de Pediatría, presento un artículo acerca de la muerte súbita del lactante en el cual, una de las causas es la sofocación accidental durante el sueño, pues esto constituye una legítima preocupación para la salud pública y una circunstancia trágica para las familias implicadas, se registraron 2686 defunciones neonatales (1 mes a 1 año de vida), la primera causa corresponde en el grupo “mal definidas y desconocidas” que incluye el SMSL (n= 278 niños) [Jenik et al., 2015]. Por otro lado, en el Hospital Pediátrico Docente en la Habana, Cuba, registraron 46 fallecidos de los cuales 17,3% (8 fallecidos) por síndrome de muerte súbita del lactante ya que, puede ser ocasionado por la posición al dormir del neonato. Es por eso que esto es una de las razones para justificar el desarrollo del prototipo, además con el uso de la tecnología se podrá prevenir estos casos de muerte súbita del lactante con los sensores colocados en el prototipo [García García et al., 2014].

1.5. OBJETIVOS

1.5.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar y desarrollar de un dispositivo electrónico portátil no invasivo para prevenir los casos de muerte súbita en pacientes lactantes y neonatos del país.

1.5.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar y desarrollar tres chaquetas de tres tallas diferentes, con sensores y actuadores específicos que se colocarán directamente al lactante o neonato.
- Diseñar y desarrollar el sistema electrónico para el acondicionamiento de las variables fisiológicas del lactante o neonato, como también para la transmisión inalámbrica de toda la información procesada hacia una computadora portátil.
- Desarrollar una interfaz gráfica de usuario (GUI) donde se visualice la información obtenida del propio lactante o neonato para una adecuada monitorización de su condición clínica en tiempo real.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTO TEORICO

2.1. DEFINICIONES SOBRE MUERTE SUBITA DE LACTANTE

El síndrome de muerte súbita de lactante (SMSL) es un inconveniente grave y universal, por eso se realizaron muchos debates continuos sobre la definición más apropiada de SMSL. En 1969 se elaboró la primera definición en la Segunda Conferencia Internacional de causas de la muerte súbita en neonatos como “la muerte súbita de cualquier infante o niño pequeño, en la que luego de un examen post mortem exhaustiva, no se demuestra una causa de muerte adecuada”. A pesar del interés de esta definición; no se han aceptado y se han propuestos varios conceptos alternativos como el rango de edad, asociaciones con el sueño, pruebas complementarias o hallazgos patológicos menores, que no han avanzado mucho [Kohlendorfer, 1998].

Posteriormente, la definición evolucionó por las investigaciones asociadas con el entorno del lactante y finalmente en el año 2004 un grupo de expertos incorporaron factores de riesgo, características fisiopatológicas del síndrome y aspectos epidemiológicos, que lograron que la definición actual sea utilizada mundialmente [Latorre Casto, 2014].

2.1.1. FISIOPATOLOGIA

Las teorías sobre el mecanismo fisiopatológico expuestas que produce la muerte súbita del lactante, la hipótesis del control cardiorrespiratorio es la más aceptada; por lo tanto, la dificultad respiratoria está asociada en la posición prona que cuida a un lactante sano, pero puede fallar en los lactantes que fallecieron con SMSL.

Un aspecto importante es el acoplamiento entre el comportamiento respiratorio y el control de la frecuencia cardíaca. El suspiro tiene una relación importante en el mantenimiento de niveles de oxígeno de la sangre basal y en la prevención de atelectasias (causada por la obstrucción de las vías áreas). Por otro lado, uno de los distintivos de los suspiros es su asociación con un crecimiento inicial de la frecuencia cardíaca, seguido de un descenso de

la frecuencia cardíaca [Ramírez, 2014]. La aparición de un suspiro en un lactante comienza (es decir, una corona aumentada), seguida de una sacudida, la apertura de los ojos y el reposicionamiento de la cabeza; sin embargo, el suspiro parece ser el inicio del despertar subcortical como el cortical [García, 2013]. Existen ciertas pruebas que los fallecidos por SMSL exhiben menos suspiros, así como una menor variabilidad de la frecuencia cardíaca durante un suspiro; un reporte sugiere que los lactantes suspiran con mayor frecuencia en posición prona que en posición supina [Ramírez, 2014].

El suspiro también tiene un papel importante en la apnea durante el sueño del lactante, ya que el suspiro sucede con una apnea post suspiro y exhibe prominentemente arritmia respiratoria, una forma de acoplamiento cardiorrespiratorio indicativo de tono parasimpático. El hecho de no producir suspiros disminuye la intención que se produzca un ruido renal y que pueda aumentar el riesgo de síndrome de muerte súbita del lactante [García, 2013].

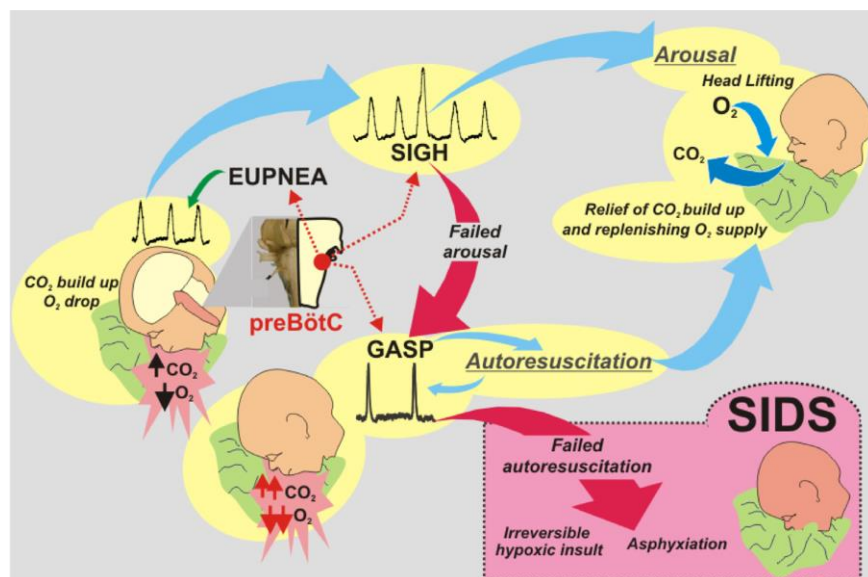


Figura 2.1. Proceso de O₂ y CO₂ durante la posición prona del lactante.
Fuente: (García, 2013).

2.1.2. FACTORES DE RIESGO

El síndrome de muerte súbita de lactante ocurre dentro del primer año de vida con un acontecimiento alto en los primeros 6 meses de vida y una incidencia máxima desde el

segundo y cuarto mes. El SMSL es más habitual en varones, en gemelos, en neonatos prematuros, en neonatos con bajo peso al nacer, en los meses de invierno, en localidades urbanas, en lactantes expuestos a estrés térmico, compartiendo cama y en familias de bajos recursos económicos. La gran mayoría de fallecidos por el síndrome de muerte súbita del lactante sufrieron una infección de las vías respiratorias superiores, es por eso que se realizaron numerosas investigaciones para identificar los posibles riesgos representados por el tipo de colchón, ropa de cama y almohadas [Ottaviani, 2014].

Las incidencias de riesgos o factores de riesgo para el síndrome de muerte súbita del lactante incluyen los que están relacionados con la madre y factores del infante que pueden ser extrínsecos o intrínsecos [Ottaviani, 2014].

Factores asociadas a la madre

Existe el concepto de que el origen del síndrome de muerte súbita del lactante comienza durante la vida fetal en el útero, se cree que la investigación epidemiológica principal que respalda el origen prenatal del síndrome de muerte súbita del lactante se debe no solo a los factores de riesgo durante el embarazo, incluido el consumo de drogas, tabaquismo materno, la anemia materna, tabaquismo materno y el alcohol, sino también a las complicaciones obstétricas comunes del embarazo, como el parto prematuro, la restricción del crecimiento intrauterino y la preeclampsia [Widdows, 2012].

Por otro lado, la placenta cumple un papel importante para el diagnóstico de SMSL; es por eso que en el Departamento de Medicina de Laboratorio en Irlanda, se realizó una examinación de varias placentas correspondientes a un grupo de infantes que se hicieron diagnósticos de SMSL y se obtuvieron anomalías en las vellosidades coriónicas y los trofoblastos de dichas placentas; es por eso que los lactantes con indicios de este diagnóstico, desarrollaron mayor grado de estrés hipóxico en el útero, el cual hacen ser vulnerables durante la vida postnatal [Widdows, 2012].

Factores intrínsecos

Los factores intrínsecos se van a subdividir en factores (como historia de SMSL en hermanos, prematuridad y factores genéticos, sexo masculino) y otros factores asociados a la raza y grupo étnico.

Género

Según la mayoría de reportes indican que los casos de SMSL, son de sexo masculino alrededor de los 51-60%; los cuales tienen mayor probabilidad de ser afectados por el SMSL, respecto a los neonatos de sexo femenino [Sullivan, 2001].

Raza

Existen diferencias marcadas entre los grupos raciales y étnicos acerca del síndrome de muerte súbita de lactante. Es por eso, que las poblaciones asiáticas y los hispanos cuentan con las tasas más bajas en SMSL; las poblaciones blancas caucásicas y europeas tienen las tasas medias. En cambio, la raza negra, nativos de Alaska e indios americanos tienen un riesgo mayor de tres veces en el SMSL; en otros lugares la tasa es de cinco a siete veces mayor generalmente en la población indígena [Sullivan, 2001].

Bajo peso al nacer

Uno de sus factores importantes del SMSL es el bajo peso al nacer. Los neonatos con bajo peso al nacer ocasionado por la prematuridad tienen un mayor riesgo de SMSL. En el Reino Unido, los neonatos que están pesando entre 1500 y 2000 g tienen una tasa nueve veces más alto en sufrir SMSL en comparación con los neonatos que pesan más de 3500 g al nacer. La raza negra tiene menor riesgo de sufrir SMSL al nacer con bajo peso, igualmente sucede con los asiáticos e hispanos [Sullivan, 2001].

Infección respiratoria

Los neonatos que han fallecido por el síndrome de muerte súbita de lactante en días anteriores han tenido antecedentes de infección respiratoria menor. Este factor induce a cascadas proinflamatorias y efectos a nivel cardiorrespiratorio [Hauck, 2011].

Factores Extrínsecos

Posición al dormir

La primera evidencia acerca de la relación que existe entre la posición de dormir boca arriba y la prevención de síndrome de muerte súbita de lactante fue descrita en 1985 en Hong Kong por Davies, donde encontró que en ese país, se tenía la costumbre de acostar a los neonatos boca arriba, alcanzando una tasa de SMSL de 0,036 x 1000 nacidos vivos [Latorre Casto, 2014]. Es por eso que se ha prestado mucha atención a la posición al dormir del neonato en la cuna, pues corresponde a un factor de riesgo importante y puede aumentar el riesgo de síndrome de muerte súbita del lactante dos veces a más.

Se considera que cuando el neonato duerme de lado no es seguro y en la actualidad no se recomienda esa posición; por otro lado, la posición supina para dormir ha demostrado que reduce el riesgo de muerte súbita del lactante en neonatos sanos, según estudios hay una reducción del 50% en la tasa del síndrome de muerte súbita del lactante en los últimos 20 años optando por la posición supina [Ottaviani, 2014].

La posición prona al dormir se asocia con periodos más largos de sueño, lo que podría ser explicado por la disminución de la respiración, mecanismo del sistema nervioso autónomo, función cardiovascular y control fisiológico de la respiración que se presentan con esta posición particular al dormir. La recomendación habitual para la posición de los neonatos al dormir es decúbito supino, pero la evidencia sugiere que existe riesgo de regurgitación cuando el lactante duerme boca abajo en comparación con los que duermen en decúbito supino [Latorre Casto, 2014]

Colecho

Varios estudios relacionan el colecho (el hecho de que el lactante duerma en la misma cama con su madre) como un factor de riesgo asociado al síndrome de muerte súbita del lactante. En este contexto es importante determinar los factores de comportamiento y ambientales que afectan la fisiología del neonato, la presencia de compartir cama con los

padres u otros niños exponen a los neonatos a un entorno diferente en comparación con dormir solo en la cuna.

El colecho se asocia a un mayor riesgo de reinhalación de CO₂, desaturación de oxígeno, obstrucción de la vía aérea y sobrecalentamiento; además el colecho en una cama no apta para un neonato está asociada a tener mayores riesgos de accidentes, sofocación, caídas, asfixia y estrangulamiento [Latorre Casto, 2014]. El colecho es beneficioso para la lactancia materna, pero se considera como un factor que influye en el riesgo de SMSL; es por eso, que no se debe recomendar aun en ausencia de otros factores de riesgo [Baddock, 2012].

Sobrecalentamiento

El riesgo de SMSL asociado con el sobrecalentamiento se ha atribuido a la posición del sueño, como el exceso de ropa de cama, infección y la temperatura ambiente. Se ha demostrado una fuerte asociación entre el control ventilatorio y la regulación térmica en los neonatos y se cree que desempeña un papel en ciertos casos. Los neonatos que se encuentran con ropa de cama poco cubiertos sin reducir la evaporación no tienen un riesgo tan alto en SMSL. [Ottaviani, 2014].

Altura sobre el nivel del mar

Existen muchas investigaciones donde por vivir a una mayor altura sobre el nivel del mar, el lactante puede ubicarse entre las condiciones de riesgo al SMSL; debido a una disminución en la saturación de oxígeno en la sangre, la depresión de la respiración inducida por la hipoxia en neonatos, las bajas temperaturas y las enfermedades respiratorias [Baddock, 2012].

2.1.3. FACTORES PROTECTORES

Lactancia materna

Es cierto que se está tratando de sustituir la leche materna cuando la madre no sea capaz de dar de lactar a su hijo, como también es verdad que los sustitutos de la leche materna no cubren en su totalidad las cualidades alimenticias y menos aún las propiedades

inmunológicas que requiere todo lactante. Diversos estudios han documentado que la alimentación de los lactantes por sustituto de la leche humana o formulas; puede ocasionar varios riesgos en la salud tales como: aumento y duración de procesos infecciosos, dificultades digestivas, obesidad, cáncer, mayor índice del síndrome de la muerte súbita del lactante, deficiente adaptación gastrointestinal, entre otros [Sullcahuamán Otero, 2017].

La lactancia materna tiene muchos beneficios emocionales y físicos, donde incluye un riesgo reducido de la mortalidad postnatal. Por otro lado, no está claro si la lactancia materna es capaz de reducir específicamente el síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL).

Asimismo, los estudios fisiológicos del sueño han demostrado que los neonatos que han sido amamantados tienen registros de activación más bajos que los neonatos alimentados con formula de leche materna, puesto que han sido apoyados por un efecto protector de la propia madre. Existen otros autores donde publicaron que hubo un aumento estadísticamente significativo de SMSL cuando fueron alimentados por biberón [Hauck, 2011].

Uso del chupete

Algunos estudios han reportado que el uso de chupete se asocia con un riesgo menor de síndrome de muerte súbita del lactante, debido a que actúa como un factor protector y evita la posición prona, disminuye el reflujo gastroesofágico y protege la permeabilidad de las vías aéreas facilitando el control de la respiración y disminuyendo los casos de asfixia, como también previene la hipoxia accidental.

Además, se ha demostrado que el uso del chupete aumenta los micro despertares del bebe beneficiando que la lengua del mismo se mantenga en posición anterior subiendo así el tono muscular de la vía aérea y también poco a poco los niveles de dióxido de carbono. Es por eso que en Perú se realizó una tesis para analizar la eficacia del uso de los chupetes para disminuir la muerte súbita del lactante [Díaz Coronado & Moreno Trigos, 2018].



Figura 2.2. Modelo de triple riesgo y factores asociados.
Fuente: (Latorre Casto, 2014)

2.1.4. ESTUDIOS NEUROPATOLOGICOS SOBRE SMSL

Una de las principales hipótesis hoy en día que aborda los mecanismos biológicos fundamentales sobre el síndrome de muerte súbita del lactante es la “hipótesis del tronco encefálico”, la cual se debe a un defecto de neurotransmisores en las vías respiratorias que están en relación con el tronco encefálico. El tronco cerebral es la región cerebral importante para controlar la respiración, la quimio sensibilidad central, la temperatura, la presión arterial y los reflejos de las vías respiratorias superiores durante el sueño, el estado neuronal durante el cual se cree que ocurre el SMSL. Los estudios implicaron anomalías en varios neurotransmisores en diferentes regiones de los tallos cerebrales del SMSL; los neurotransmisores incluían acetilcolina, sustancia P, glutamato, catecolaminas y serotonina (5-HT) [Kinney, 2009].

Mecanismo de la Serotonina (5-HT) en casos de SMSL

Las neuronas serotoninérgicas sintetizan el neurotransmisor 5-HT a través de la enzima limitante de la velocidad triptófano hidroxilasa; el 5-HT se libera en el terminal pre sináptico

en la sinapsis y se une a los receptores 5-HT en el sitio pre o postsináptico. Durante el efecto de la 5-HT, es decir, inhibitorio o excitador, está determinado en gran medida por los subtipos de receptores pre y postsinápticos.

Una característica distintiva de las neuronas 5-HT es que exhiben velocidades de disparo diferenciales según el nivel de activación, con un aumento del disparo durante el despertar, un disparo menor durante el NREM (movimientos oculares no rápidos) y una ausencia casi total de disparos durante el REM (movimientos oculares rápidos) [Kinney, 2009].

Los casos de SMSL que ocurrieron en el hospital infantil de Boston, se informó anomalías acerca de la unión del receptor 5-HT en la medula en casos de síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL), indicaron que no hubo anomalías en la unión de los receptores A2-adrenérgicos, nicotínicos y opioides en los casos de SMSL, pero encontraron que el defecto amplio de unión al receptor 5-HT en los casos de SMSL se localizó exclusivamente en los núcleos que contiene cuerpos de células 5-HT, es decir, el denominado sistema medular 5-HT [Kinney, 2009].

Asimismo, en una autopsia de un neonato fallecido por SMSL, se vio que tenía hipoplasia del núcleo arqueado en la superficie medular ventral y anormalidades de unión al receptor 5-HT en los núcleos arqueados y otros núcleos medulares. En otro caso encontraron múltiples anomalías de 5-HT en la medula de los casos de SMSL, identificando reducciones altamente significativas en la unión de los núcleos que contienen los cuerpos celulares 5-HT, pero también en los núcleos que reciben proyecciones 5-HTT de estos cuerpos celulares 5-HT, donde encontraron un aumento en el número y en la densidad de las células 5-HT junto a una reducción relativa en la unión de 5-HT por el número de células 5-HT en el sistema medular de 5-HT, confirmando que en los casos de muerte súbita del lactante se observó que el 87% de los lactantes corrían el riesgo de tener anomalías medulares de 5-HT [Kinney, 2009].

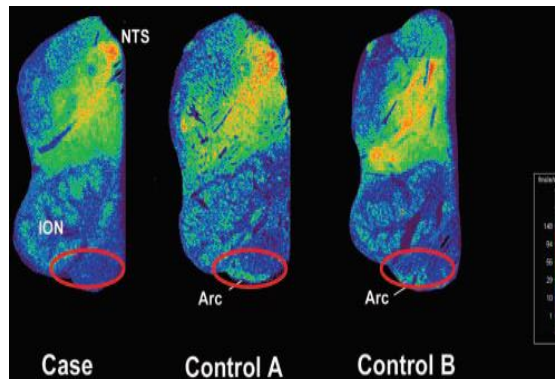


Figura 2.3. La unión del receptor serotoninérgico en la superficie ventral de un lactante con SMSL de 2 meses de edad.
Fuente: (Kinney, 2009).

Polimorfismo de transmisión de Serotonina y SMSL

El 5-HTT es el regulador clave de los niveles de 5-HT en la sinapsis, donde su regulación positiva se debe a factores genéticos como los polimorfismos y factores ambientales. Se informaron algunos casos de muerte súbita del lactante (SMSL) debido a un polimorfismo genético en la región promotora del gen 5-HTT, del genotipo LL y del alelo L en el número de variables de repeticiones en tándem (VNTR) de la región promotora 5-HT, la cual transporta el gen 5-HTT. Este hecho, se asocia con un mayor riesgo de SMSL, donde el alelo L se encontró con mayor frecuencia en los neonatos con SMSL, por lo tanto es probable que las concentraciones de 5-HT en la sinapsis sean más bajas en los neonatos con SMSL con el genotipo LL; de tal manera que tienen una deficiencia relativa de 5-HT en aquellos lactantes que sufren SMSL [Kinney, 2009].

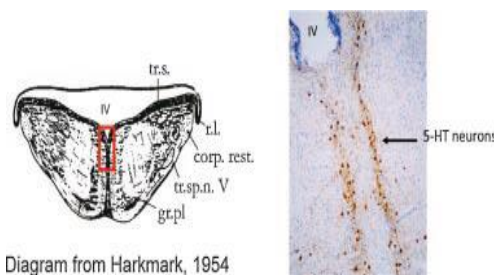


Figura 2.4. Diagrama de Harkmark y neuronas serotoninérgicas.
Fuente: (Kinney, 2009).

2.2. VARIABLES FISIOLÓGICAS Y AMBIENTALES

2.2.1. VARIABLE FISIOLÓGICA

Los parámetros fisiológicos son señales biomédicas que se pueden definir como una descripción de un fenómeno fisiológico. Dado que hay un número casi ilimitado de mecanismos fisiológicos de interés, el número posible de señales biológicas es muy alto. En el sentido más amplio; la variedad de señales biológicas se extiende desde una inspección visual del paciente hasta las señales registradas desde el cuerpo humano usando sensores [Kaniusas, 2012].

Dado que existen numerosas señales biológicas y numerosos fenómenos fisiológicos, se enfocará en algunos fenómenos vitales que son casi siempre interesantes para la praxis clínica del lactante: como la respiración, latidos cardiacos, temperatura corporal y posición. Cabe señalar que existe una clara diferencia entre las señales biológicas registradas y los parámetros fisiológicos de interés. Las señales biológicas son señales en bruto proporcionadas por diferentes sensores, los parámetros generalmente están ocultos en las señales biológicas y se extraen con varios enfoques de procesamiento de señales [Kaniusas, 2012].

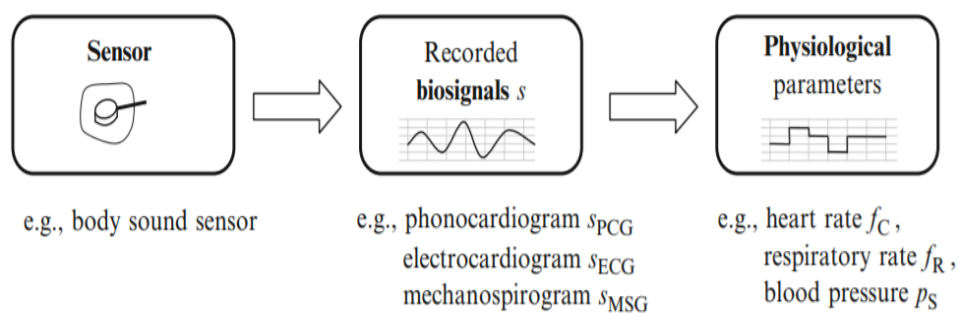


Figura 2.5. Sensor, señales biológicas y parámetros fisiológicos de interés.

Fuente: (Kaniusas, 2012).

En el presente trabajo se van incorporar sensores no invasivos, considerando que los principales parámetros en la monitorización no invasiva son: frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, presión arterial, saturación de oxígeno y temperatura corporal periférica. Además, se hará una descripción de cada parámetro fisiológico que será medido en el sistema de monitoreo.

Latidos del corazón

El corazón representa una fuente importante de numerosas señales biológicas, es el motor del sistema circulatorio que bombea sangre a través de la circulación sistemática y pulmonar. El corazón recibe sangre de las venas pulmonares y sistemáticas, y la bombea hacia las arterias sistemáticas y pulmonares. El corazón es un órgano muscular que tiene contracciones rítmicas y hacen que la sangre circule dentro de ambos circuitos de circulación [Kaniusas, 2012].

Estructura del corazón

El corazón, que es aproximadamente del tamaño de un puño, es una bomba doble con cuatro cámaras:

- **Aurícula derecha:** Recibe sangre poco oxigenada de los órganos por medio de la vena cava inferior y superior. También, traspasa la sangre al ventrículo derecho por medio de la válvula tricúspide.
- **Ventrículo derecho:** Envía la sangre desde la válvula pulmonar hacia la arteria pulmonar y los pulmones.
- **Aurícula izquierda:** Envía la sangre a través de la válvula mitral y pasa al ventrículo izquierdo.
- **Ventrículo izquierdo:** Envía la sangre por medio de la válvula aortica hacia la arteria aorta para proporcionar oxígeno a todo el organismo.

Además, las aurículas y los ventrículos están interconectados por válvulas son las siguientes:

- **Válvula tricúspide:** Tiene tres colgajos y separa la aurícula derecha del ventrículo derecho.
- **Válvula pulmonar:** Separa el ventrículo derecho de la arteria pulmonar.
- **Válvula bicúspide:** tiene dos colgajos y separa la aurícula izquierda del ventrículo izquierdo.
- **Válvula aortica:** Separa ventrículo izquierdo de la arteria aorta.

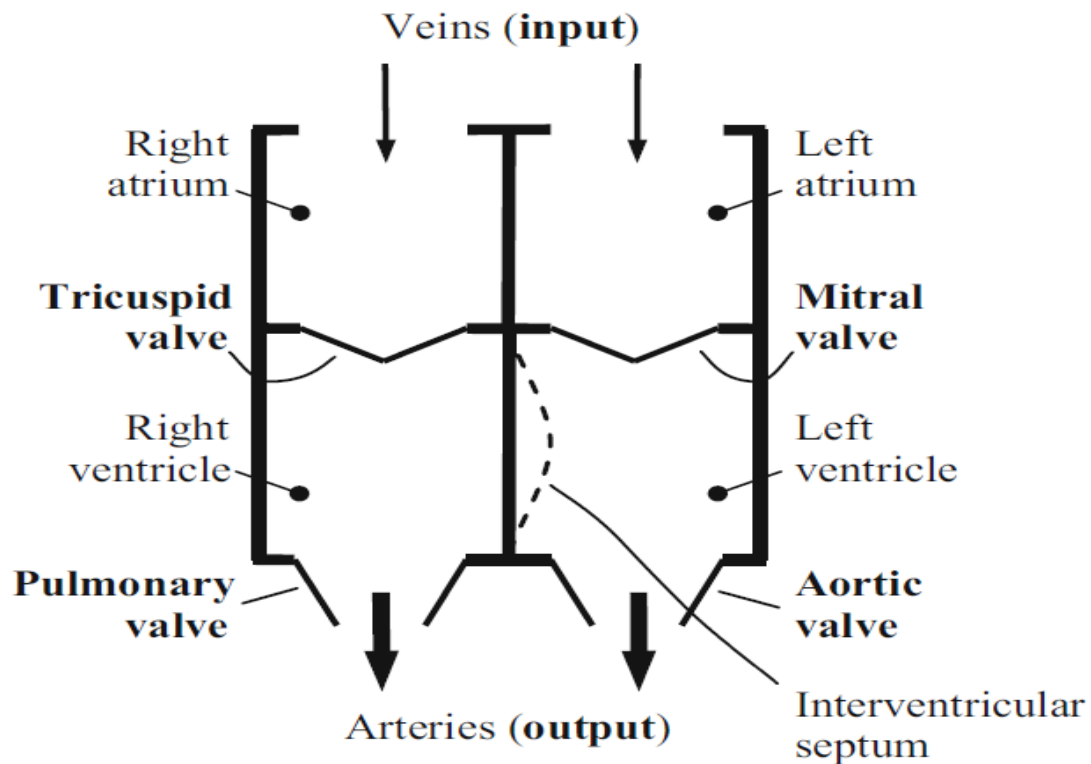


Figura 2.6. Representación esquemática del corazón.

Fuente: (Kaniusas, 2012).

Fisiología del corazón

La función de bombeo del corazón se inicia cuando la sangre desoxigenada venosa del cuerpo entra a la aurícula derecha (cuya cantidad de oxígeno ha sido parcialmente agotada por los tejidos corporales y la cantidad de dióxido de carbono haya aumentado); luego esta sangre ingresa al ventrículo derecho, que la envía del corazón hacia las arterias pulmonares (llevan la sangre a los pulmones). Luego, las arterias pulmonares se ramifican en capilares pulmonares, donde la sangre se enriquece de oxígeno y se agota en dióxido de carbono a través de la difusión de gas por medio de las finas paredes capilares. La sangre oxigenada regresa a las venas pulmonares hacia el lado izquierdo del corazón y luego al ventrículo izquierdo que lo bombea hacia la arteria sistemática, es decir, la aorta, por lo tanto, las ramas arteriales transportan sangre rica en oxígeno al cuerpo (parte superior e inferior del cuerpo). En resumen, la sangre circula en un circuito cerrado [Kaniusas, 2012]. Un electrocardiograma (ECG) detecta diferentes cambios temporales en

el potencial eléctrico, mientras que la dirección espacial de la propagación determina el signo de las ondas y los picos:

- **Onda P:** La excitación auricular.
- **Complejo QRS:** Excitación Ventricular.
- **Onda T:** Repolarización Ventricular.
- **Intervalo PR:** Periodo transcurrido desde el comienzo de la activación auricular hasta el comienzo de la activación ventricular.
- **Intervalo ST:** Periodo para la despolarización total del miocardio ventricular

Tabla 2.1. Valores de la frecuencia cardiaca según la edad.

Edad	Latidos por minuto
Recién nacido	140 - 160
Al año	130 - 115
A los doce años	115 - 100
En el adulto	80 - 70
Anciano	70 - 60

Fuente: (Betancourt Cruz & García Trejo, 2017).

Respiración

El ciclo respiratorio contiene una fase de inspiración y otra de espiración.

- **Inspiración:** El aire inspirado contiene más oxígeno y menos dióxido de carbono (180 mmHg y 0,24 mmHg en aire seco), además, es producida por la contracción muscular activa, es decir, es un proceso activo.
- **Espiración:** Se produce por el retroceso elástico de los músculos respiratorios y es un proceso pasivo.

La respiración comienza durante la inspiración normal de los músculos esqueléticos respiratorios, mientras que los músculos intercostales que se extienden entre las costillas

y el diafragma, se contraen para expandir la caja torácica y así aumentar el volumen torácico. El volumen torácico aumenta lateralmente, ocurre la contracción del diafragma mientras el volumen torácico aumenta en la dirección vertical y el abdomen se comprime; luego, aumenta el volumen pulmonar y a su vez disminuye la presión del aire dentro de los pulmones. La presión alveolar cae por debajo de la presión atmosférica a la que están expuestas las vías aéreas superiores. Luego, el aire fluye hacia los pulmones a lo largo de su gradiente de presión, los pulmones se inflan; mientras que la presión en el espacio intrapleurale entre ambas pleurales disminuye [Kaniusas, 2012].

Durante la espiración normal ocurre la relajación de todos los músculos respiratorios, esto permite que el volumen torácico se reduzca de tamaño debido a un retroceso elástico pasivo de la caja torácica y los pulmones. Además, ocurre un aumento de la presión intraalveolar y la eleva por encima de la presión atmosférica expulsando el aire alveolar de los pulmones [Kaniusas, 2012].

Tabla 2.2. Valores de la frecuencia respiratoria según la edad.

<i>Edad (años)</i>	<i>Respiraciones por minuto (rpm)</i>
Recién Nacido	Entre 30 y 80
Lactante	Entre 20 y 40
Niño	Entre 20 y 30
Adolescente	Entre 20 y 25
Adulto	Entre 15 y 20

Fuente: (Remigo et. al., 2013).

Temperatura corporal

La temperatura del cuerpo humano está dada por el equilibrio entre la producción de calor y pérdida de calor. En condiciones de reposo, la producción de calor se realiza principalmente por los órganos internos como el hígado, los riñones, el corazón, los intestinos y el cerebro dentro del alcance de la actividad metabólica. Normalmente el 50%

de la energía térmica es producido por los órganos internos y un promedio de 20% por los músculos y la piel, mientras que en el trabajo físico puede alcanzar el 90% en los músculos y la piel [Kaniusas, 2012].

En otras palabras, el cuerpo consiste en el núcleo que produce calor (cuerpo interno) que se regula homeostáticamente alrededor de 37 °C y la cubierta de la piel reguladora de la pérdida de calor, que es poiquilotérmica, donde la temperatura varía junto con la temperatura del ambiente. Por otro lado, la temperatura corporal central muestra una variación circadiana de aproximadamente 0,6 °C con un máximo en la tarde (6 p.m. aproximadamente) y un mínimo en la segunda mitad de la noche (a las 3 a.m.) [Kaniusas, 2012].

Tabla 2.3. Valores normales de la temperatura corporal según la edad.

EDAD	GRADOS CENTÍGRADOS (°C)
Recién nacido	36.1 – 37.7
Lactante	37.2
2-8 años	37.0
8-15 años	36.5 – 37.0
Adulto	36.4 – 37.2
Vejez	≤36.0

Fuente: (Remigo et. al., 2013).

2.2.2. VARIABLES AMBIENTALES

Las variables ambientales que se consideran importantes y puedan fingir un daño en el estado de salud del paciente son la temperatura ambiental y la humedad relativa (HR).

La temperatura ambiental es una de las variables externas más importantes con las que debe competir el organismo, la exposición al frío puede ocasionar una vasoconstricción cutánea, que ocurre en forma especialmente intensa en pies y manos, donde si se aplica calor produce vasodilatación. Sin embargo, las reacciones térmicas pueden producir

descompensación y estrés térmico al propio paciente. Por lo general, la temperatura ambiental se encuentra entre 20°C y 25°C [Rubinson, 2009].

Por otro lado, la humedad relativa (HR) se considera como la cantidad de vapor de agua contenida en el aire, la cual se puede definir entre la presión de vapor saturada y la presión parcial de vapor de agua a una temperatura dada. Además, se expresa como porcentaje; en otras palabras, la humedad relativa es cercana al 100% cuando la cantidad de aire contiene la mayor cantidad de vapor de agua que pueda tener. Por lo general, un valor óptimo de HR para la salud del paciente está entre 40% y 50% [Wang, 2011].

2.3. HERRAMIENTAS DE HARDWARE Y SOFTWARE

Como se mencionó anteriormente, las variables fisiológicas importantes para diagnosticar la condición vital del paciente son cinco (frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, temperatura corporal, saturación de oxígeno y presión sanguínea); se van a considerar tres de ellas, excluyendo la saturación de oxígeno y presión sanguínea. Además, de lo ya mencionado y definido anteriormente se incorporarán dos variables ambientales (temperatura ambiental y humedad relativa), las que pueden afectar la salud del lactante.

Por otro lado, es importante conocer las características de los componentes del sistema y los requerimientos y limitaciones que se ajuste a nuestro sistema, como también, el diseño del software que es importante para disminuir el consumo. A continuación, se describen las herramientas de hardware y software existentes que permitirán efectuar el desarrollo del prototipo propuesto.

2.3.1. SENSORES BIOMEDICOS

El sensor o transductor es un dispositivo que puede responder a un objeto medido y transformado en señales que pueden detectarse.

Un sensor generalmente contiene un elemento de conversión y circuitos electrónicos relacionados. Por eso, son capaces de brindar información sobre el estado físico, químico

o biológico de un sistema; en otras palabras, el sensor se define como dispositivo que puede transformar señales no eléctricas en señales eléctricas [Wang, 2011].

Los sensores biomédicos son dispositivos electrónicos especiales que pueden transferir diversas cantidades no eléctricas en campos biomédicos a cantidades eléctricas fácilmente detectables. Es por eso, que se incorporaron los sensores biomédicos al análisis de la atención de salud, puesto que permiten la detección del órgano humano, mientras que la parte clave consiste en su empleo dentro de variados instrumentos y equipos de análisis de diagnóstico médico. La tecnología de detección biomédica es la clave para recopilar información fisiológica y patológica humana [Wang, 2011].

Clasificación de los sensores biomédicos

Los sensores biomédicos se pueden clasificar según el principio de funcionamiento, los sensores incluyen sensores físicos, sensores químicos y sensores biológicos.

- **Sensores físicos:** Se refiere al sensor fabricado según la naturaleza física y el efecto. Están representados principalmente por sensores piezorresistivos, semiconductores, sensores piezoeléctricos, sensores fotoeléctricos, entre otros.
- **Sensores químicos:** Se refiere al sensor fabricado de acuerdo con la naturaleza química y el efecto. Utilizan usualmente película sensible a los iones para transformar la no electricidad, como un componente químico, contenido, densidad, etc. Como los electrodos sensibles a los iones, sensores de humedad, entre otros.
- **Sensores biológicos o biosensores:** Se refiere al sensor que utiliza material biológico activo como un sistema de reconocimiento de moléculas. Este tipo de sensores usualmente usa una enzima para catalizar alguna reacción bioquímica.

Existen sensores biomédicos clasificados según por tipo de detección como los sensores de desplazamiento, sensores de flujo, sensores de temperatura, sensores de velocidad, sensores de presión, entre otros. También, existen sensores según el órgano sensorial

humano que cada sensor puede reemplazar como los sensores de visión, sensores auditivos o sensores de olfato [Wang, 2011].

Tabla 2.4. Rango y frecuencia de parámetros fisiológicos.

Parámetro o técnica de medida	Rango de medida	Frecuencia señal	Método o sensor estándar
Balistocardiografo (BCG)	0-7 mg 0-100 μ m	dc-40 dc-40	Acelerómetro Galga extensiométrica Desplazamiento (LVDT)
Presión Bladder	1-100 cm H ₂ O	dc-10	Galga extensiométrica Manómetro
Presión de la sangre	1-300 ml/s	dc-20	Flujometro (electromagnético o ultrasonidos)
Presión arterial de la sangre	1-400 mm Hg	dc-50	Galga extensiométrica Manómetro
Presión venosa de la sangre	0-50 mm Hg	dc-50	Galga extensiométrica Oscultación, Cuff
pH sangre	6,8-7,8 pH	dc-2	Electrodos específicos
volumen/minuto	4-25 litros/minuto	dc-20	Tinte, Flujometro
Electrocardiograma (ECG)	0.5-4 mV	0.01-250	Electrodos superficiales
Electroencefalograma (EEG)	5-300 μ V	dc-150	Electrodos en el cuero cabelludo
Electromiograma (EMG)	0.1-5 mV	dc-10.000	Electrodos de aguja
Electrooculograma (EOG)	50-3500 μ V	dc-50	Electrodos de contacto
Electroretinograma (ERG)	0-900 μ V	dc-50	Electrodos de contacto
Respuesta galvánica de la piel (GSR)	1-500 K Ω	0,01-1	Electrodos de piel
pH gástrico	3-13 pH unidad	dc-1	Electrodo de pH Electrodo de antimonio
Presión gastrointestinal	0-100 cm H ₂ O	dc-10	Galga extensiométrica Manómetro
Fuerza gastrointestinal	1-50 g	dc-1	Desplazamiento
Potenciales nerviosos	0,01-3 mV	dc-10.000	Electrodos de aguja o superficiales
Fonocardiograma	rango dinámico de 80dB, umbral 100 μ Pa	5-2000	Micrófono
Pletismógrafo (cambio volumen)	En función del órgano medido	dc-30	Desplazamiento de cámara o cambio de impedancia
Flujo de aire Neumotacografía	0-600 litros/minuto	dc-40	Neumotacógrafo y presión diferencial
Ratio de respiración	2-50 por minuto	0,1-10	Galga extensiométrica Termistor nasal
Temperatura corporal	32-40 °C	dc-0.1	Termistores Termopares

Fuente: (Barea Navarro, 2010).

2.3.2. MEDICIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA

El corazón se va encargar de bombear sangre en el sistema circulatoria durante sus contracciones rítmicas creando ondas pulsátiles de presión arterial y flujo sanguíneo. Un diagnóstico fácil y confiable para detectar la frecuencia cardiaca es de suma importancia para el diagnóstico y la terapia; por otro lado, existen tres métodos ampliamente utilizados para la medición de la actividad cardiaca como son las siguientes:

- **Electrocardiograma:** Es una bioseñal eléctrica que permite mostrar ondas rítmicas correspondientes a la excitación eléctrica del musculo cardiaco con la frecuencia cardiaca [Kaniusas, 2012].
- **Optoplethismograma:** Es una bioseñal óptica que presenta una onda suave que refleja la absorción de sangre pulsátil de la luz artificial incidente [Kaniusas, 2012].
- **Fonocardiograma:** Es una señal bioacústica que muestra dos deflexiones de señal temporales consecutivas debido al cierre consecutivo de las válvulas cardiacas [Kaniusas, 2012].

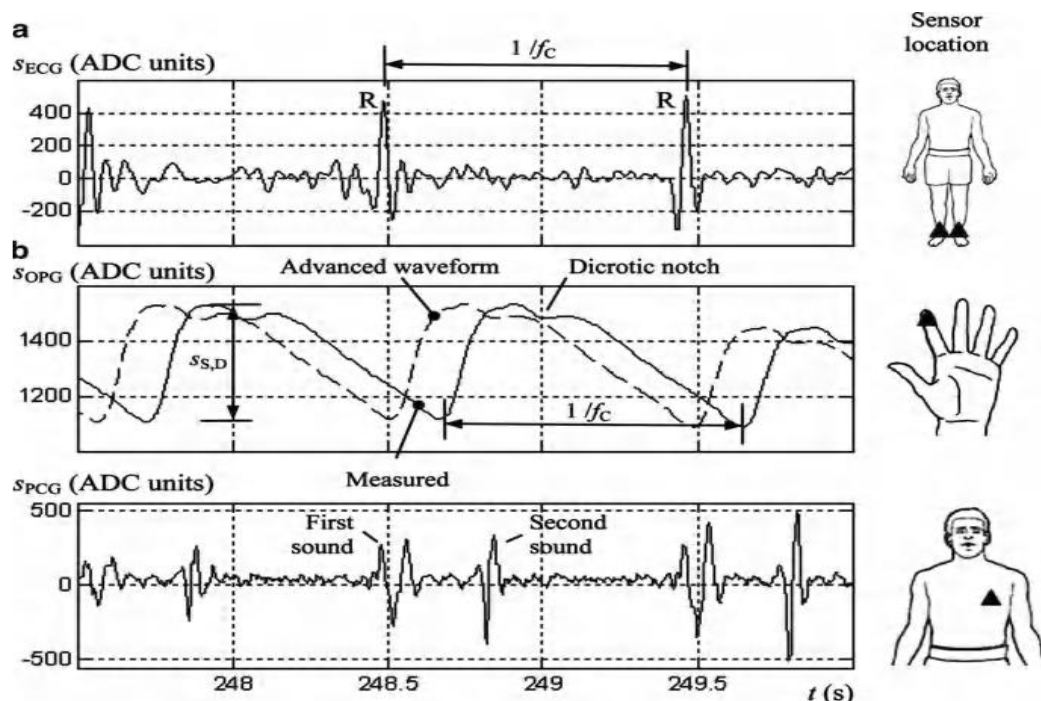


Figura 2.7. Latidos del corazón según (a) electrocardiograma, (b) optoplethismograma, (c) fonocardiograma.

Fuente: (Kaniusas, 2012).

2.3.3. MEDICIÓN DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA

La frecuencia respiratoria permite obtener la cantidad de ciclos respiratorios por minuto, además puede determinar si el paciente tiene los rangos normales o anomalías, como las apneas (ausencia del ciclo respiratorio en un periodo superior de 10 segundos) o taquipneas. Además, existen tres métodos para el registro de la actividad respiratoria desde el punto de vista de diagnóstico y terapéutico:

- **Mecanorrespirograma:** Es una señal biológica que resulta de cambios en la circunferencia del abdomen y el tórax durante la respiración, provocando una forma de onda periódica con FR (frecuencia respiratoria) durante la respiración normal [Kaniusas, 2012].
- **Fonocardiograma:** Es una señal bioacústica que capta los sonidos pulmonares presentes durante la respiración normal debido a las turbulencias en las vías áreas ramificadas del pulmón [Kaniusas, 2012].
- **Termorrespirograma:** Es una bioseñal que refleja la respiración, es bastante común en la práctica clínica. Se administra mediante un registro del flujo de aire a través de la boca, mientras que el flujo de aire nasal se detiene con un clip [Kaniusas, 2012].

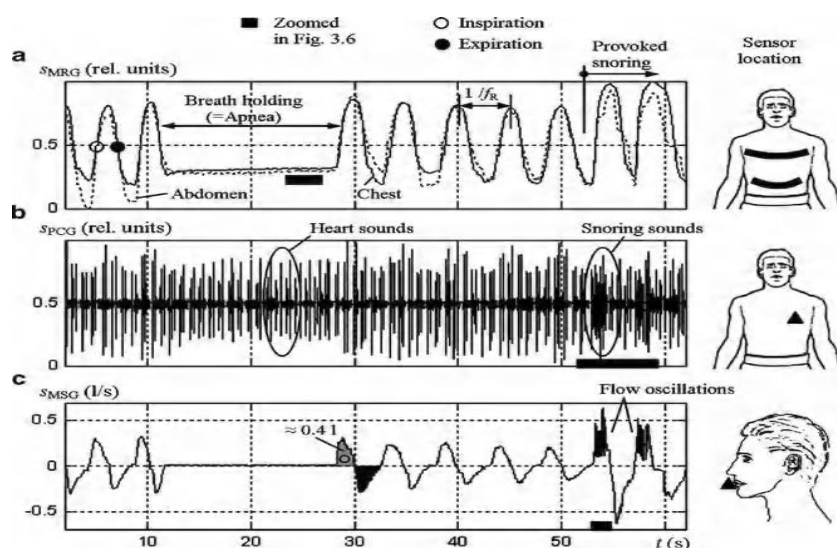


Figura 2.8. Métodos de respiración (a) mecanorrespirograma, (b) fonocardiograma, (c) termorrespirograma.

Fuente: (Kaniusas, 2012).

2.3.4. MEDICIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL

La temperatura es una de las variables más importantes del cuerpo humano y del medio ambiente, se han utilizado elementos termosensibles o sensores de termopar para la medición de la temperatura. Por otro lado, los sensores termoelectricos han sido utilizados ampliamente en aplicaciones científicas y de ingeniería, como también en el campo biomédico para el monitoreo temporal o durante la temperatura corporal [Wang, 2011].

- **Elementos termosensibles:** Este tipo de sensores se va encargar de medir la relación de resistencia – temperatura de alta precisión de algunos materiales y se utiliza para detectar la temperatura corporal, la velocidad y la densidad del medio [Wang, 2011]
- **Sensores de temperatura integrados:** Estos sensores tienen la ventaja de tener una buena sensibilidad, alta linealidad y respuesta rápida. Un sensor integrado contiene un circuito de conducción, un circuito de procesamiento de datos, un control lógico y son de tamaño pequeño [Wang, 2011].

2.4. ACELERÓMETRO

Para medir la velocidad y la aceleración se requieren de sensores especiales, como un acelerómetro que es un sensor que mide la aceleración física y se puede especificar como un dispositivo de un solo grado de libertad que tiene algún tipo de masa sísmica (a veces llamada masa de pruebas), un sistema de soporte tipo resorte y una estructura de marco con propiedades de amortiguación [Fraden, 2010]. Existen diversos tipos de acelerómetro, tales como:

2.4.1. ACELERÓMETRO CAPACITIVO

Un sensor de aceleración capacitiva contiene esencialmente al menos dos componentes, donde el primero es una placa “estacionaria “(es decir, conectada a la carcasa) y la otra es una placa unida a la masa inercial, que se mueve libremente dentro de la carcasa. Se

puede decir que una conversión de desplazamiento capacitivo es uno de los métodos más probados y confiables para la acelerometría [Fraden, 2010].

2.4.2. ACELERÓMETRO PIEZORRESISTIVO

Un acelerómetro piezorresistivo incorpora un medidor de tensión que mide la tensión en los resortes de soporte de masa. La tensión se puede correlacionar directamente con la magnitud y la velocidad del desplazamiento de la masa y, posteriormente, con una aceleración. Estos acelerómetros pueden detectar dentro de un amplio rango de frecuencias [Fraden, 2010].

2.4.3. ACELERÓMETRO PIEZOELECTRICO

Los acelerómetros piezoeléctricos tienen un efecto de conversión directa de energía mecánica en energía eléctrica, en un material cristalino compuesto de dipolos eléctricos. Además, estos sensores trabajan a una frecuencia tan baja como 2 Hz hasta aproximadamente 5 kHz. Posee un rechazo de ruido fuera de su propio eje y un amplio rango de temperatura de funcionamiento [Fraden, 2010].

2.4.4. ACELERÓMETRO MEMS

El acelerómetro MEMS se compone de una masa de prueba móvil con placas que se adjuntan a través de un sistema de suspensión mecánica. Además, los acelerómetros MEMS son una de las opciones disponibles debido a su tamaño pequeño, tecnología más reciente y bajo costo; se puede decir que son los acelerómetros convencionales más económicos y disponibles en el mercado [Fraden, 2010].

2.4.5. MEDICION DE LAS VARIABLES AMBIENTALES

Para la medición y elección de los sensores ambientales es necesario tener en cuenta las especificaciones más importantes que son la exactitud, repetibilidad, intercambiabilidad, estabilidad a largo plazo, capacidad para recuperarse de la condensación, resistencia a contaminantes químicos y físicos, tamaño, embalaje y rentabilidad. Existen tipos de

sensores para la medición de las variables ambientales (temperatura ambiental y humedad relativa) [Wang, 2011].

- **Sensores de humedad capacitiva:** Se caracterizan por su baja coeficiente de temperatura, capacidad para funcionar a altas temperaturas (200°C) y su resistencia razonable a vapores químicos. Por otro lado, éstos sensores consisten en una película delgada de polímero u óxido de metal entre los dos electrodos conductores [Wang, 2011]
- **Sensores de humedad resistiva:** Contienen electrodos de metal noble que están depositados sobre un sustrato mediante técnicas de foto protección o electrodos enrollados. Su tiempo de repuesta varía entre 10 a 30 s para un cambio del 63% [Wang, 2011]

2.5. AMPLIFICADORES

La mayoría de los sensores pasivos producen señales de salida débiles que pueden ser del orden de micro voltios (mV) o pico amperes (pA). Por otro lado, los procesadores de datos electrónicos estándar (A/D, moduladores de frecuencia, grabadores de datos, entre otros). Requieren magnitudes de voltios (V) y miliamperios (mA). Por lo tanto, los niveles de amplificación deben estar alrededor de una ganancia de voltaje de hasta 10,000 y una ganancia de corriente hasta 1 millón. Un amplificador también puede ser un dispositivo de acoplamiento de impedancia, un filtro y un aislador entre la entrada y salida, los cuales pueden construirse mediante componentes discretos, como semiconductores, resistencias, capacitores e inductores [Fraden, 2010].

2.5.1. AMPLIFICADOR OPERACIONAL

El amplificador operacional (OPAM) es un circuito integrado (monolítico) o híbrido (una combinación de partes monolíticas y discretas). Un OPAM integrado puede contener cientos de transistores, así como resistencias y condensadores. Los amplificadores operaciones también se utilizan como células en circuitos integrados a medida de los tipos

de tecnología analógica o mixta; éstos circuitos se denominan circuitos integrados de aplicación específica (ASIC) [Fraden, 2010]. También, un OPAM actúa no solo como un amplificador puro, sino también como un generador de voltajes y corrientes, es por eso que tiene las siguientes propiedades:

- Dos entradas: una está invertida y la otra no invierte.
- Una alta resistencia de entrada y una baja resistencia de salida.
- Un voltaje de compensación de entrada bajo (pocos mV).
- Un alto índice de rechazo de modo común (CMRR).
- Bajo ruido intrínseco.
- Un amplio rango de frecuencia de operación.
- Una baja sensibilidad a las variaciones en la tensión de alimentación.

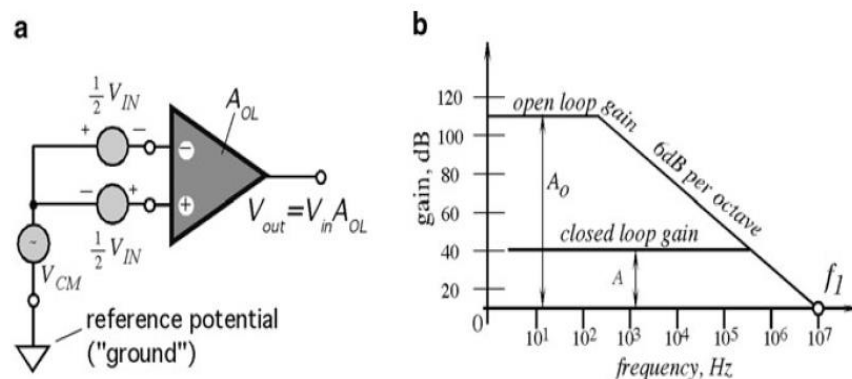


Figura 2.9. (a) Símbolo general de un amplificador operacional, y (b) características de ganancia y frecuencia de un OPAMP.

Fuente: (Fraden, 2010).

2.5.2. SEGUIDOR DE VOLTAJE

Es un circuito electrónico que proporciona conversión de impedancia de un nivel alto a bajo; un buen seguidor tiene una ganancia de voltaje muy cercana a la unidad, por lo general, 0.999 a frecuencias más bajas y una alta ganancia de corriente. Se puede decir entonces, que es un amplificador de corriente y convertidor de impedancia. Su alta impedancia de entrada y sus bajas impedancias de salida lo hacen indispensable para la interfaz entre muchos sensores y dispositivos de procesamiento de señales [Fraden, 2010].

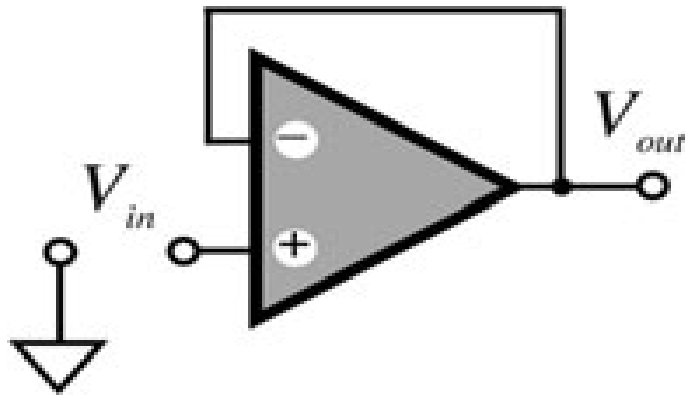


Figura 2.10. Seguidor de voltaje con un amplificador operacional.
Fuente: (Fraden, 2010).

2.5.3. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

Un amplificador de instrumentación (IA) tiene dos entradas y una salida. Se distingue de un amplificador operacional convencional por su ganancia finita que generalmente no es más de 100 y también por la disponibilidad de ambas entradas para conectarse a la señal fuente. La función principal del IA es producir una señal de salida que sea proporcional a la diferencia de voltajes entre sus entradas:

$$V_{out} = a(V_+ - V_-) = a\Delta V$$

V+: Voltaje de entrada no inversora

V-: Voltajes de entrada inversora

a: Ganancia

Ecuación 1. Cálculo de la ganancia del amplificador de instrumentación.

Fuente: (Fraden, 2010).

Es importante asegurar altas resistencias de entrada para que el amplificador pueda usarse en una forma diferencial; por lo tanto, el IA debe tener una alta relación de rechazo en modo común (CMRR), es decir, su señal de salida debe ser insensible al valor de V+ o V-. También, un amplificador de instrumentación puede construirse a partir de varias OPAM discretas [Fraden, 2010].

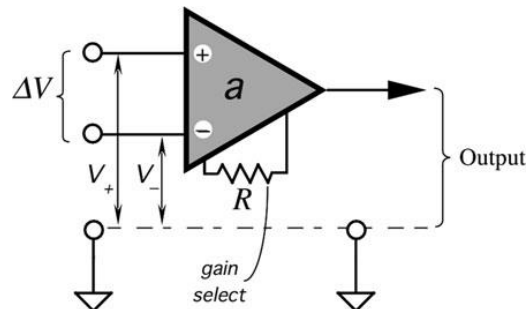


Figura 2.11. Amplificador de instrumentación.
Fuente: (Fraden, 2010).

2.5.4. AMPLIFICADORES DE CARGA

Los amplificadores de carga (CA) son una clase muy especial de circuitos, pues deben tener corrientes de polarización extremadamente bajas. Estos amplificadores se emplean para convertir señales de voltaje de los sensores capacitivos, sensores piezoeléctricos o detectores cuánticos, los cuales pueden generar cargas muy pequeñas (pico-coulombs, pC) o corrientes (pico – amperios). Estos amplificadores están disponibles comercialmente para aplicaciones de precisión [Fraden, 2010].

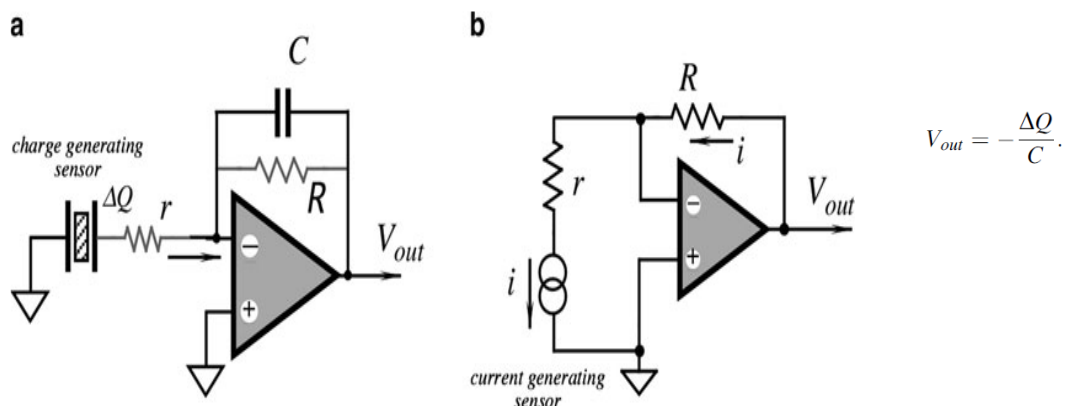


Figura 2.12. (a) Convertidores de carga a tensión y (b) de corriente a tensión.
Fuente: (Fraden, 2010).

2.6. FILTROS

La respuesta en frecuencia de un filtro es la gráfica de su ganancia de tensión en función de la frecuencia. Existen cinco tipos de filtro: paso bajo, paso alto, paso banda, banda eliminada y paso todo [Malvino, 2007].

2.6.1. FILTRO PASO BAJO

Un filtro paso bajo deja pasar todas las frecuencias desde cero hasta la frecuencia de corte y bloquea todas las frecuencias que se encuentran por encima de la frecuencia de corte. Además, las frecuencias entre cero y la frecuencia de corte definen la banda de paso, y las frecuencias por encima de la frecuencia de corte definen la banda eliminada [Malvino, 2007].

2.6.2. FILTRO PASO ALTO

Un filtro paso alto bloquea todas las frecuencias desde cero hasta la frecuencia de corte dejando pasar todas las frecuencias por encima de la frecuencia de corte. Además, las frecuencias entre cero y la frecuencia de corte define la banda eliminada. Las frecuencias por encima de la frecuencia de corte definen la banda de paso [Malvino, 2007].

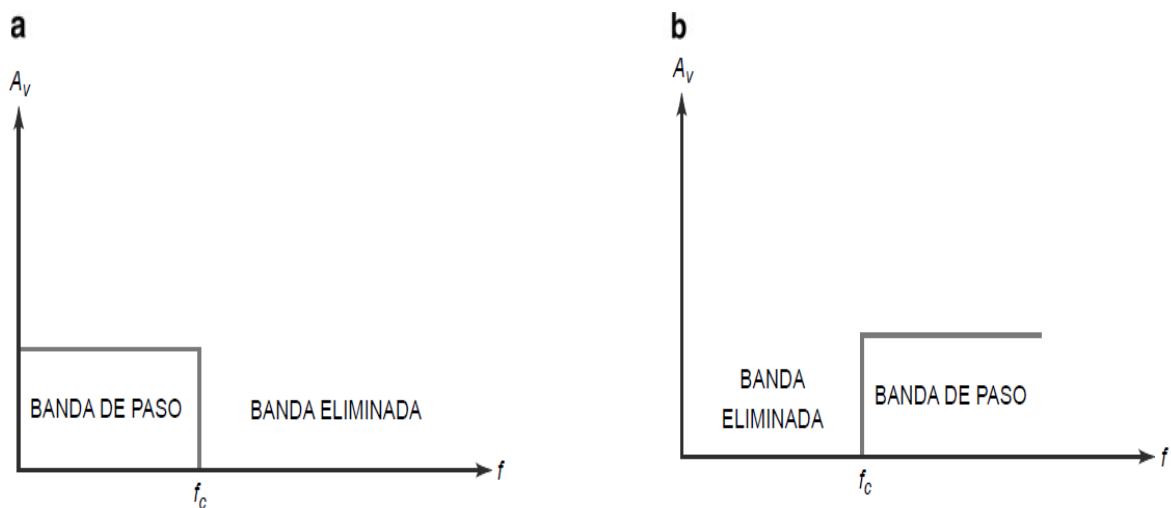


Figura 2.13. (a) Respuesta ideal del filtro paso bajo. (b) respuesta ideal del filtro paso alto.

Fuente: (Fraden, 2010).

2.6.3. FILTRO PASO BANDA

Un filtro paso banda bloquean todas las frecuencias desde cero hasta la frecuencia de corte inferior, todas las frecuencias comprendidas entre la frecuencia de corte inferior y la frecuencia de corte superior se dejan pasar y, por último, se bloquean todas las frecuencias por encima de la frecuencia de corte superior [Malvino, 2007].

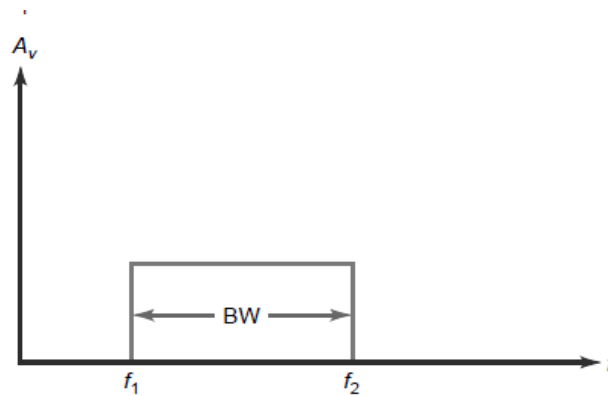


Figura 2.14. Respuesta ideal del filtro paso banda.
Fuente: (Malvino, 2007).

2.6.4. FILTRO BANDA ELIMINADA

Este filtro deja pasar todas las frecuencias desde cero hasta la frecuencia de corte inferior, bloqueando todas las frecuencias comprendidas entre la frecuencia de corte inferior y superior. Además, deja ingresar todas las frecuencias por encima de la frecuencia de corte superior [Malvino, 2007].

2.6.5. FILTRO PASO TODO

Un filtro paso ideal, solo presenta banda de paso y no presenta banda eliminada, por eso, deja pasar todas las frecuencias entre cero e infinito. Además, este filtro presenta atenuación de cero para todas las frecuencias [Malvino, 2007].

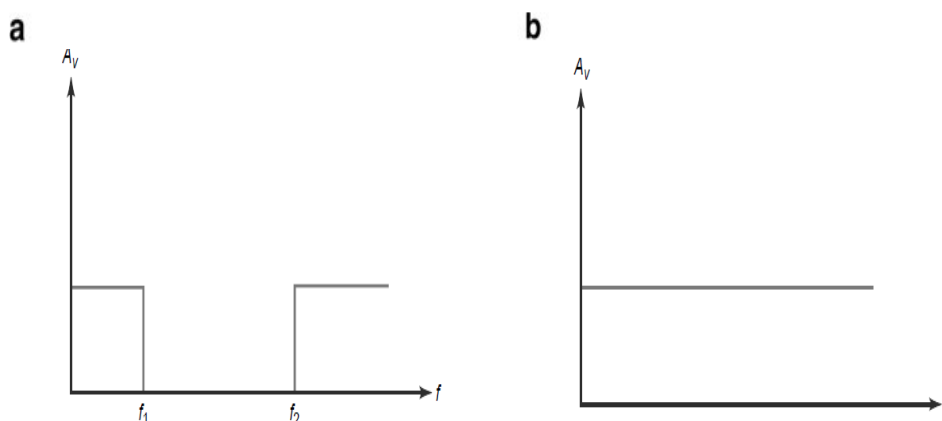


Figura 2.15. (a) Respuesta ideal del filtro de banda eliminada. (b) respuesta ideal del filtro paso todo.
Fuente: (Malvino, 2007).

2.6.6. FILTRO NOTCH

El filtro notch o de muesca se va encargar de atenuar o eliminar altamente un componente de frecuencia particular del espectro de la señal de entrada, dejando la amplitud de las otras frecuencias relativamente sin cambios. Un filtro notch es esencialmente un filtro de banda con una banda de detención muy estrecha y dos bandas de paso. Por otro lado, este filtro nos permite eliminar ciertas frecuencias de 50, 60 y 400 Hz de las líneas de suministro eléctrico, también el rizado de 100 Hz que producen los rectificadores de onda completa y también las frecuencias altas que generan las fuentes de alimentación [Dutta Roy, 2001].

En la figura 17, se muestra la repuesta de amplitud $H_1(\omega)$ de un filtro muesca, también el ancho de banda (BW) de rechazo a -3dB. Para un filtro de muesca ideal, el BW debería ser cero y la atenuación a la frecuencia de la muesca deber ser infinita [Dutta Roy, 2001].

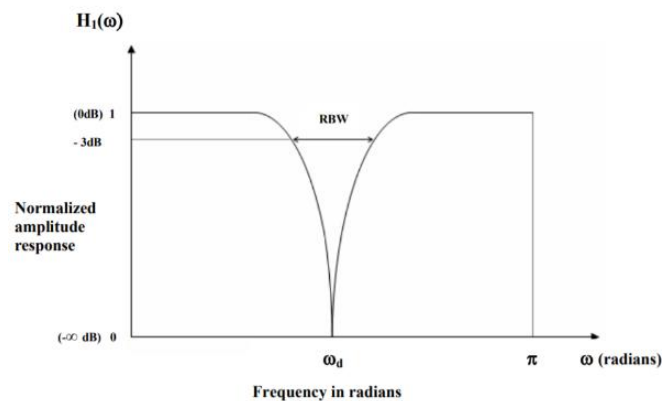


Figura 2.16. Repuesta de amplitud normalizada $H_1(\omega)$ del filtro notch o de muesca..
Fuente: (Dutta Roy, 2001).

2.7. CONVERTIDOR ANALOGO DIGITAL

Los convertidores analógico digital (ADC) van desde circuitos discretos, circuitos integrados monolíticos hasta circuitos híbridos de alto rendimiento. Además, los convertidores ADC transforman datos analógicos, generalmente voltajes, en un formato digital equivalente, que permiten ser compatibles con dispositivos de procesamiento de datos digitales [Fraden, 2010].

Las características clave de los convertidores ADC incluyen linealidad, precisión absoluta y relativa, resolución, velocidad de conversión, estabilidad y precio. Por otro lado, los convertidores ADC más populares se basan en una técnica de aproximaciones sucesivas debido a un compromiso inherentemente bueno entre la velocidad y la precisión.

Existen otras técnicas que no requieren de una alta velocidad de conversión, tales como los moduladores de ancho de pulso (PWM) de rampa doble, cuádruple pendiente, convertidores voltaje a frecuencia (V/F) y convertidores de resistencia a frecuencia (R/F) [Fraden, 2010].

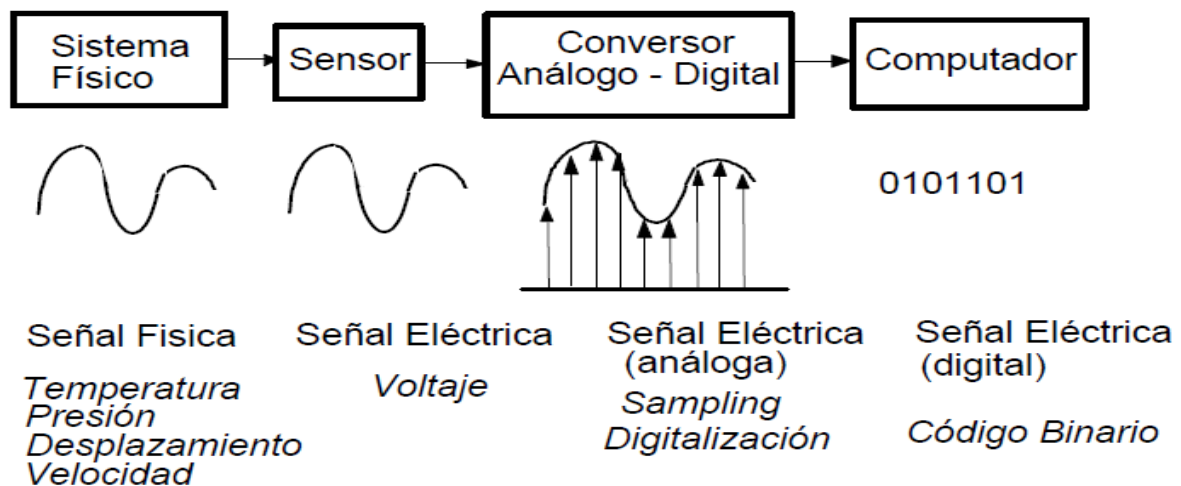


Figura 2.17. Conversión análogo – digital.
Fuente: (Fraden, 2010).

2.8. DSPIC

Los DSPIC aparecen después que los DSP (Procesadores Digitales de Señales), donde Microchip ha unido toda la potencialidad de sus microcontroladores agregado con el rendimiento y las prestaciones de un DSP.

Los DSPIC se caracterizan por alcanzar un rendimiento de 40 MIPS (Microprocessor without Interlocked Pipeline Stages) e integrando memoria FLASH de alta calidad. Asimismo, los DSPIC presentan originales recursos de hardware y permiten aplicaciones en el campo del procesamiento de las señales analógicas y digitales. Los DSPIC se agrupan en dos familias: DSPIC30F y DSPIC33F.

Tabla 2.4. Diferencias entre las familias DSPIC30F y DSPIC33F.

FAMILIA DSPIC30F	FAMILIA DSPIC33F
26 modelos disponibles	27 modelos disponibles
	Controlador de DMA (8 canales)
5 temporizadores	9 temporizadores
Modos de trabajo con baja energía: <ul style="list-style-type: none"> • IDLE • SLEEP 	Modos de trabajo con baja energía: <ul style="list-style-type: none"> • IDLE • SLEEP • DOZE
Alimentación de 2 a 5.5 V	Alimentación de 2 a 3.6 V
Rendimiento: 30 MIPS a 4.5 a 5.5 V	Rendimiento: 40 MIPS a 3.3 V
Pocos vectores de interrupción (62)	Muchos vectores de interrupción (118)
Memoria EEPROM	
Memoria FLASH de 144 KB	Memorias FLASH DE 256 KB
Memoria SRAM de 8 KB	Memoria SRAM DE 30 KB
Abundantes periféricos	Mas periféricos

Fuente: (Angulo Usategui, 2008).

2.8.1. ARQUITECTURA DE LA CPU

Es el encargado de permitir, realizar y ejecutar las instrucciones para decidir qué hacer cuando los datos pasen por sus registros. Además, es el núcleo del DSPIC y se puede dividir en 6 bloques principales [Angulo Usategui, 2008]:

2.8.2. MEMORIA DE DATOS

La memoria de datos RAM (SDRAM) se estructura en 2 espacios denominados X e Y, que se van a encargar del acceso simultaneo, permitiendo alcanzar hasta 8 KB de capacidad, siendo el tamaño de 16 bits en todas sus posiciones y presenta una memoria de datos no volátil de tipo EEPROM en los modelos DSPIC30F. Por otro lado, los modelos DSPIC33F no presentan EEPROM, pero la SRAM alcanza hasta los 8 KB, 16 KB y 30 KB [Angulo Usategui, 2008].

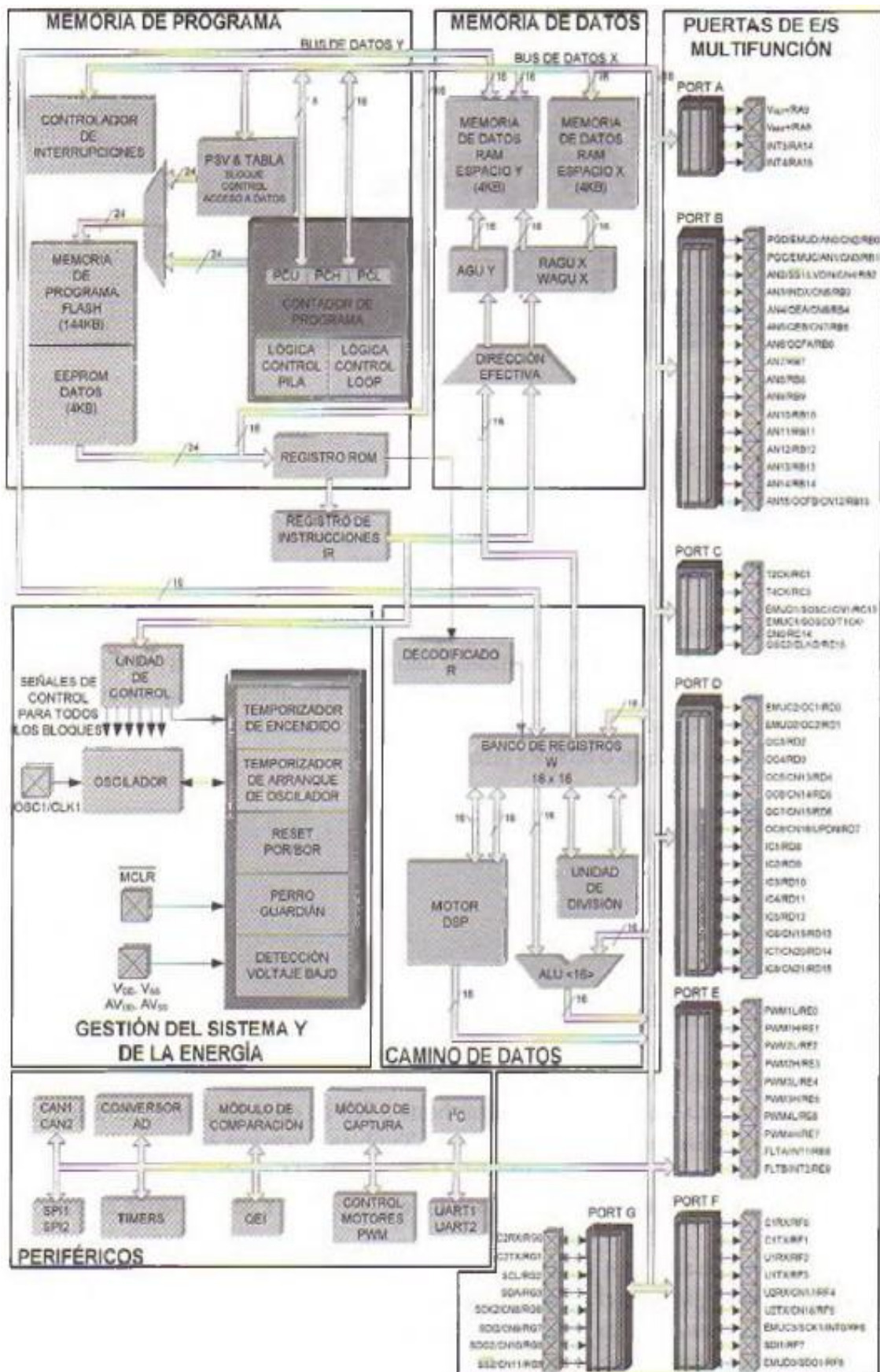


Figura 2.18. Bloques principales a la arquitectura interna del DSPIC.
Fuente: (Angulo Usategui, 2008).

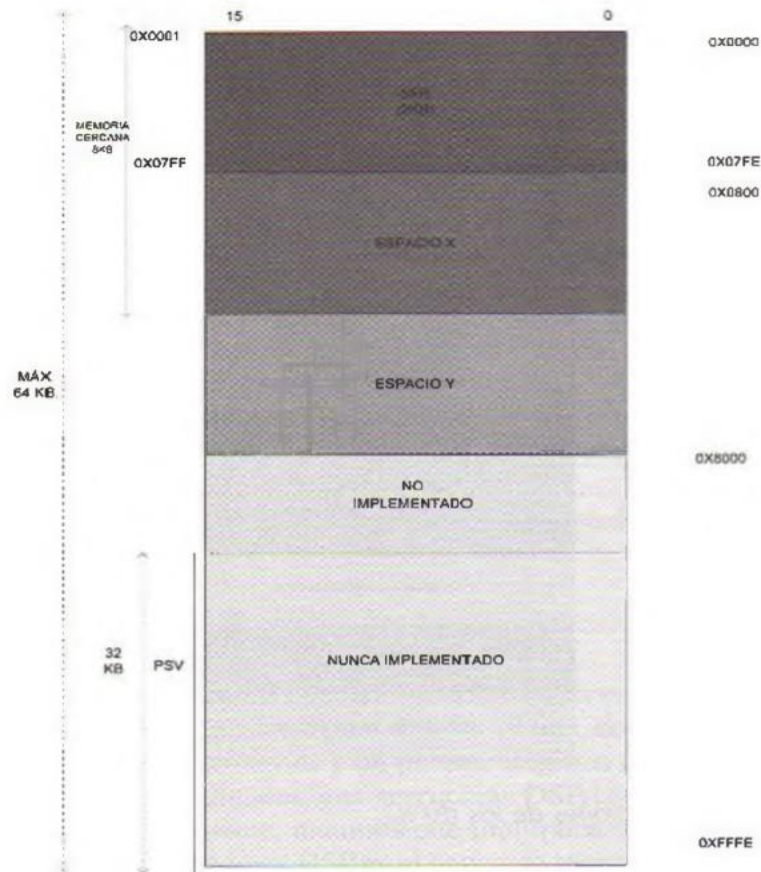


Figura 2.19. Memoria de datos del DSPIC.
Fuente: (Angulo Usategui, 2008).

2.8.3. MEMORIA DE PROGRAMA

La memoria de programa se va encargar de almacenar todas las instrucciones del programa de tipo FLASH, que tienen un tamaño de 24 bits similar al de la mayoría de las instrucciones y puede alcanzar 144 KB como máximo. La memoria FLASH de los modelos 33F trabaja a 3,3 V, con el inconveniente que puede ser escrita y borrada solo 1000 veces. Por otro lado, la memoria de instrucciones de los modelos DSPIC30F es más lenta que la de los modelos DSPIC33F [Angulo Usategui, 2008].

Camino de datos

En el camino de datos se ejecutan las instrucciones y se procesan los datos en un banco de 16 registros de trabajo (W) de 16 bits de longitud, donde cada uno cumple una función concreta, las cuales todos éstos se conectan a una ALU (Unidad Aritmética Lógica). Asimismo, existen instrucciones que tardan más de un ciclo en ejecutarse como las

instrucciones que manejan doble longitud de palabras, las instrucciones dirigidas al control de flujo (saltos, llamadas y retornos) y las instrucciones que acceden a un operando en el espacio de la memoria de programa [Angulo Usategui, 2008].

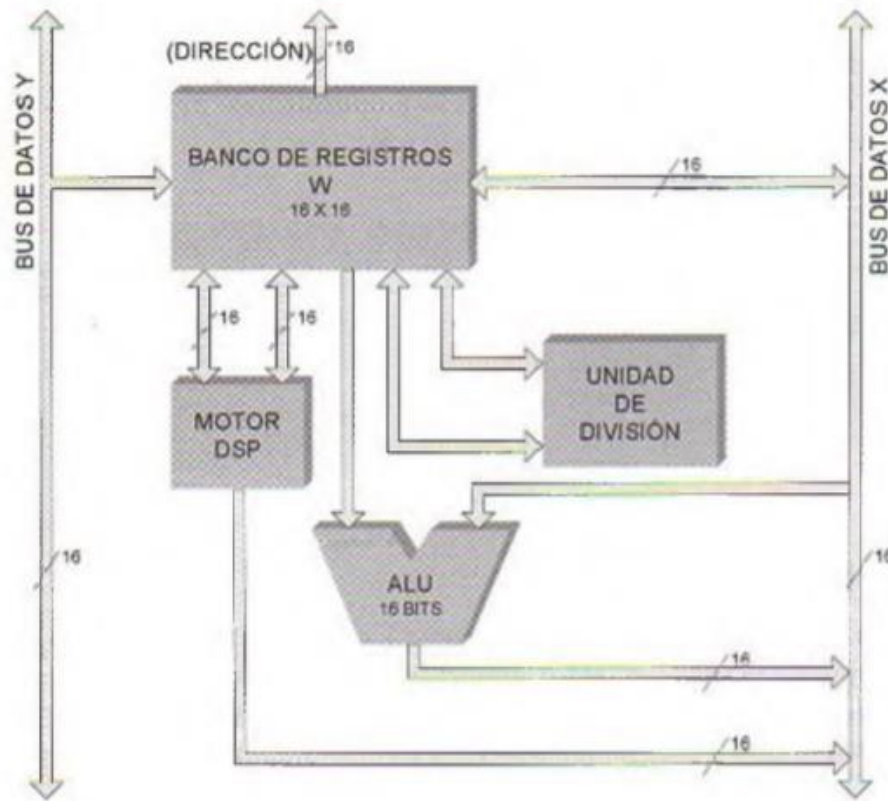


Figura 2.20. Camino de datos del DSPIC.
Fuente: (Angulo Usategui, 2008).

2.8.4. PUERTOS DE ENTRADA Y SALIDA MULTIFUNCIÓN

Cada una de las entradas y salidas controlan varias funciones multiplexadas en el tiempo, como algunas dedicadas al control de los voltajes de alimentación, señales de reloj, interrupciones externas, manejo de periféricos integrados y las señales del sistema. Por otro lado, los modelos dsPIC30F presenta 60 líneas de entrada y salida multifunción, donde pertenecen 4 a puerto "A", 16 puerto "B", 5 puerto "C", 16 puerto "D", 10 puerto "E", 9 puerto "F" y, 8 puerto "G", mientras que los modelos dsPIC33F poseen 87 líneas de entrada y salida multifunción, de las cuales 14 pertenecen a puerto "A", 16 a puerto "B", 8 a puerto "C", 16 a puerto "D", 10 a puerto "E", 11 a puerto "F" y 12 a puerto "G" [Angulo Usategui, 2008]. Los pines de entrada y salida presentan los siguientes recursos:

- **Temporizadores:** Orientados a controlar tiempos, pueden contener de 3 a 5 temporizadores de 16 bits en los DSPIC30F y hasta 9 en los modelos DSPIC33F; lo temporizadores pueden funcionar en 4 modos (Temporizador síncrono, contador síncrono, contador asíncrono y contador con disparo por acumulación de tiempo) [Angulo Usategui, 2008].
- **Conversores A/D:** Se van encargar de convertir la señal analógica de entrada en un valor digital de 10 bits (alta velocidad) y 12 bits (alta resolución) [Angulo Usategui, 2008].
- **Módulo de comparación / PWM:** Este recurso es muy eficaz para aplicaciones que requieran generar impulsos de anchura variable y operaciones simples de PWM. Existen algunos modelos de DSPIC que se van encargar para el control de motores [Angulo Usategui, 2008].
- **Modulo UART:** Es un elemento que se va encargar de soportar la comunicación serie asíncrona y funciona de forma bidireccional para el trabajo de muchos periféricos. La comunicación se realiza mediante dos líneas, una transmite UTX y la otra recepción URX permitiendo la entrada y salida de los bits a una frecuencia controlada internamente [Angulo Usategui, 2008].
- **Modulo I2C:** Este módulo es muy empleado en las transferencias de información con otros microcontroladores, conversores AD, registros de desplazamiento, entre otros. Por otro lado, presenta un hardware que permite trabajar en modo esclavo o modo maestro [Angulo Usategui, 2008].
- **Modulo DCI:** Permite la comunicación con otros dispositivos comunes como los codificadores y decodificadores de audio (CODEC), telefonía, eliminación de eco, reconocimiento de voz, conversores ADC/DAC, entre otros [Angulo Usategui, 2008].
- **Modulo QEI:** Este módulo permite la detección de velocidad y posición en los sistemas rotaciones propias de los ejes de motores.

- **El perro guardián (WDT):** Es un temporizador que tiene como única misión, de vigilar el procesamiento del flujo de control para reiniciar el procesador cuando se produzca un fallo. Normalmente detecta cuando queda colgado el procesador por medio de un bucle infinito o está esperando una condición que nunca ocurre [Angulo Usategui, 2008].

2.8.5. PERIFERICOS INTEGRADOS

Son los periféricos que se incorporan a cada uno de los modelos de la familia DSPIC30F y DSPIC33F para realizar las aplicaciones a las que se destinan como los periféricos analógicos, periféricos digitales y módulos de comunicación [Angulo Usategui, 2008].

2.8.6. GESTION DEL SISTEMA Y DE LA ENERGÍA

Este bloque se va encargar de realizar la generación de las señales de reloj, la optimización de la energía y el control y la generación de las acciones adecuadas ante los fallos. Por otro lado, en este bloque el DSPIC30F dispone de dos modos de trabajo con bajo consumo de energía como son IDLE y SLEEP; en cambio, el DSPIC33F aparte de contener estos dos modos también tiene otro modo llamo DOZE (aumenta temporalmente el ciclo de instrucción del procesador al disminuir la frecuencia de funcionamiento, reduciendo el consumo de energía) [Angulo Usategui, 2008].

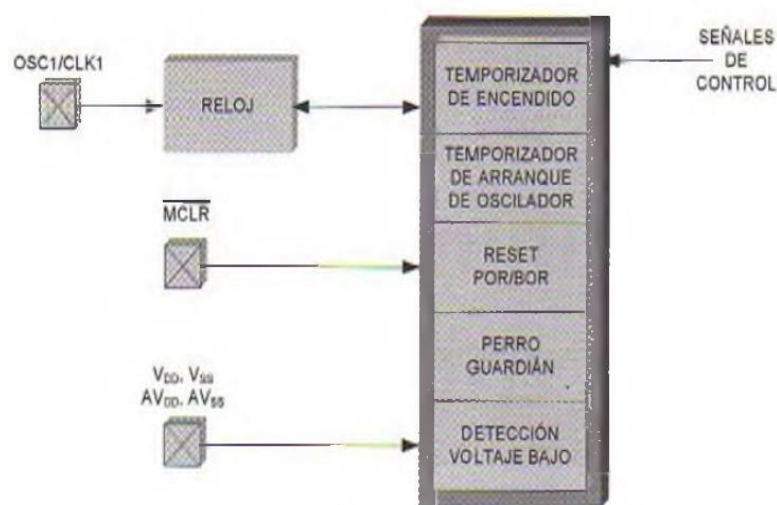


Figura 2.21. Esquema de la gestión del sistema y de la energía.

Fuente: (Angulo Usategui, 2008).

2.9. LENGUAJES DE PROGRAMACIÓN

Existen una gran variedad de lenguajes de programación, donde algunos han evolucionado durante el tiempo y otros continúan vigentes por muchos años. Los lenguajes de programación son un conjunto de comandos u órdenes para describir un proceso deseado; además presenta enunciados propios e instrucciones para cada lenguaje usado. A continuación se describirán algunos de ellos:

2.9.1. LENGUAJE BASIC

BASIC es considerado como el lenguaje de programación más fácil de usar, además permite desarrollar más rápido y mucho más sencillo aplicaciones para PIC en comparación a otros tipos de lenguaje. Por otro lado, con el fin de facilitar la programación; Basic proporciona una serie de rutinas integradas y de biblioteca, tales como la comunicación en serie, la generación de señales PWM, la impresión en la pantalla LCD, entre otros [Matić, 2003].

El lenguaje BASIC no puede controlar el programa en cuanto al tiempo de ejecución y al control de registro bit a bit. Además, no permite el manejo de interrupciones simultáneas en este lenguaje y no reduce el tamaño de la memoria de programa PIC [Matić, 2003].

2.9.2. LENGUAJE ENSAMBLADOR

El lenguaje ensamblador o assembler, es de bajo nivel y está diseñado para computadores, microprocesadores y microcontroladores; el cual representa varias instrucciones en código simbólico y una forma más comprensible. Además, el lenguaje tiene su propio conjunto de instrucciones para manejar diversas operaciones, como obtener información del teclado, mostrar información en la pantalla y realizar otros trabajos [Blum, 2005]. Unas ventajas del ensamblador son:

- Requiere menos memoria y tiempo de ejecución.
- Permite trabajos complejos específicos de hardware de una manera más fácil.
- Es adecuado para trabajos de tiempo crítico.

- Es más adecuado para escribir rutinas de servicio de interrupción.

2.9.3. LENGUAJE PYTHON

Python es un lenguaje de programación de código abierto que permite crear juegos, escribir en una interface gráfica de usuario y desarrollar aplicaciones web. Por otro lado, el lenguaje Python es muy parecido a escribir declaraciones regulares en inglés; debido a que no está escrito en lenguaje legible por máquina (los programas Python deben procesar antes de que las máquinas puedan ejecutarlas). Python es un lenguaje interpretado que permite ejecutar el código declarado y lo traduce a un código de bytes de forma legible por la máquina. Además, el lenguaje Python está orientado a objetos facilitando a los usuarios administrar y controlar estructuras de datos para crear y ejecutar programas [Johansen, 2016].

Asimismo, el lenguaje de programación Python presenta ventajas muy atractivas para el uso profesional, así como para el aprendizaje de la programación. Por ello, el lenguaje Python presenta características importantes para su uso como son las siguientes:

- Python es un programa legible que permite usar instrucciones claras, concisas y simples para aquellos que no tienen antecedentes sustanciales de programación. Por ello, son más fáciles de mantener, mejorar o depurar [Johansen, 2016].
- Python es un lenguaje muy expresivo, suelen ser bastantes más cortos que sus equivalentes como el lenguaje C y Java [Johansen, 2016]. Además, tiene características integradas bien diseñadas y una biblioteca estándar, haciéndolo más eficiente [Johansen, 2016].
- Python se puede ejecutar en diferentes plataformas como son Windows, Linux, Mac OS X, así como en otros sistemas operativos y dispositivos de formato pequeño. También se ejecuta en microcontroladores utilizados en controles remotos, dispositivos integrados y juguetes, entre otros dispositivos similares [Johansen, 2016].

2.9.4. LENGUAJE C

El lenguaje C es un lenguaje de programación de propósito general, y se usa para escribir programas en muchos dominios diferentes, como computación numérica, aplicaciones gráficas, sistemas operativos, entre otros. Además, proporciona construcciones de programación estructurada de “alto nivel” como agrupación de sentencias, toma de decisiones y bucles, así también de “bajo nivel “ como la capacidad de manipular bytes y direcciones [Hejlsberg, 2010].

Gran parte de la funcionalidad del lenguaje C es a través de rutinas de software denominadas funciones. El lenguaje C está acompañado por una biblioteca estándar de funciones que proporciona una colección de operaciones de uso común. Por otro lado, este lenguaje no permite controlar todos los tiempos y los registros bit a bit [Blum, 2005]. El lenguaje C contiene variantes de lenguajes como Objective-C, C ++, y también se han creado numerosos lenguajes inspirados en la sintaxis C, como Java y C #.

```
1  /* Fahrenheit to Celcius conversion table (K&R page 15) */
2  #include <stdio.h>
3
4  #define LOWER 0  /* lower limit of temp. table (in Fahrenheit) */
5  #define UPPER 300 /* upper limit */
6  #define STEP 20  /* step size */
7
8  int main(void)
9  {
10     int fahr;
11
12     for (fahr = LOWER; fahr <= UPPER; fahr += STEP)
13         printf("%3d \t%.1f\n", fahr, (5.0/9.0) * (fahr-32.0));
14 }
```

Figura 2.22. Ejemplo de código en lenguaje C.
Fuente: (Hejlsberg, 2010).

2.10. INTERFAZ GRAFICA DE USUARIO

El diseño de la interfaz gráfica de usuario (GUI) es un subconjunto de un campo de estudio denominado interacción persona – computadora (HCI). Además, la GUI se la puede definir como la parte de una computadora y su software que el usuario puede ver, oír, tocar, hablar o de otra manera, entender o dirigir. La interfaz de usuario tiene dos componentes: entrada (que permite al usuario comunicar sus necesidades o deseos a la computadora) y la salida

(transmite los resultados al usuario) [Galitz, 2002]. Existen herramientas y lenguajes para el desarrollo de interfaces de usuario, entre ellas tenemos:

2.10.1. GLADE

Glade es una interface gráfica de usuario para GTK +, que permite construir de forma gráfica e interactiva. Además, permite diseñar interfaces graficas de usuario guardados como archivos XML. Los archivos XML describen el diseño de la GUI. Otra manera de usar Glade, es que se genere el código C que crea la interfaz; esta opción suele ser poco recomendable porque es un poco engorrosa. Una GUI creada con Glade se puede utilizar con cualquier lenguaje de programa, siempre que el idioma permita el acceso a Libgtk o Libglade [Mahlow, 2010].

2.10.2. GTK +

GTK + permite crear interfaces graficas de usuario. Su licencia desarrolla programas libres como también aplicaciones comerciales, todo eso sin pagar licencias o regalías para su uso. GTK + se ha construido en base a tres librerías como: GDK (para interactuar con sistema gráfico), gdk-pixbuf (para manipular imágenes) y Glib (para integración con el sistema operativo). GTK + ha diseñado constantes mejoras que le permite lograr una gran velocidad de ejecución, interactuar con diferentes lenguajes de programas como C, C ++, Python, C # y ser un ambiente de desarrollo multiplataforma [Nieto Arroyo, 2017].

2.10.3. ECLIPSE

Eclipse es una plataforma con un marco integral de código abierto para el desarrollo de IDE (entorno de desarrollo). Contiene gran cantidad de base de bloques de construcción donde los IDEs personalizados puedan construir e integrar juntos [Johansen, 2016]; además el IDE Eclipse ofrece a los programadores una interfaz fácil, amigable, con un editor de textos que ayuda a diferenciar las variables como las palabras reservadas [Ormonde Medeiros, 2007].

La mayoría de los IDE de eclipse, siguen una arquitectura similar independiente del idioma de destino; esto quiere decir, que se dividen componentes principales separados donde cada componente se empaqueta en un complemento propio. Por lo general existen dos componentes principales: el núcleo y la interfaz de usuario (UI). Puede haber componentes para la compilación, la depuración o la documentación, según si su tamaño merece un complemento por separado [Johansen, 2016]. Entre las características principales de Eclipse, se tienen las siguientes:

- Una interfaz gráfica de usuario (GUI) fácil de usar que navega por su jerarquía de código.
- Ayuda como corregir errores y contiene una corrección automática de errores.
- La sintaxis que muestra el código fuente en un formato de código de color que permite mejorar la legibilidad.
- Compilación de una sola clave y ejecución de un solo programa.
- Una integración con repositorios de control de versiones de código fuente.

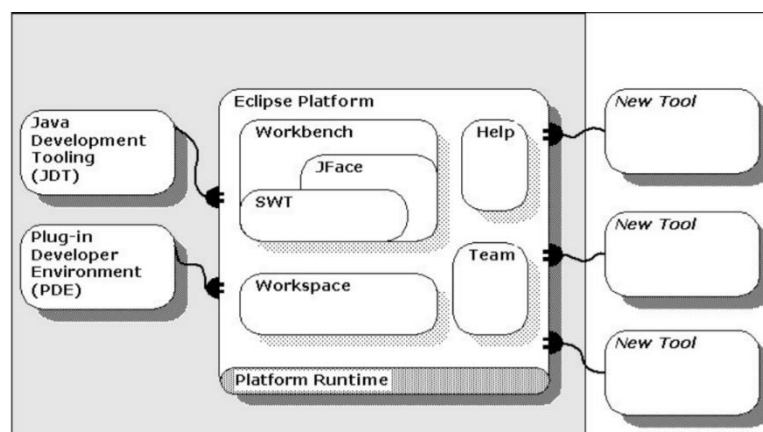


Figura 2.23. Arquitectura del complemento de la plataforma Eclipse.
Fuente: (Ormonde Medeiros, 2007).

2.10.4. VISUAL BASIC

Visual Basic es una herramienta que permite desarrollar interfaces de usuario grafica (GUI), basadas en Windows. Además, tiene un aspecto familiar para el usuario y está controlado por eventos, lo que significa que el código permanece inactivo hasta que se le pide que

responda por algún evento [Tylee, 1998]. Además, Visual Basic tiene algunas características importantes como:

- Un montón de iconos e imágenes para su uso.
- Respuesta a las acciones del mouse y el teclado.
- Arreglo completo de funciones matemáticas, manejo de cadenas y gráficos.
- Puede manejar matrices de control, variables fijas y dinámicas.
- Poderosas herramientas de acceso a bases de datos Support Soporte de ActiveX.
- El asistente de empaquetado y distribución simplifica la distribución de sus aplicaciones.

2.10.5. QTK

Es una herramienta edificada sobre TCL/TK (lenguaje de programación interpretado y multiplataforma), que permite a los diseñadores de interfaces de usuario adoptar un enfoque basado en modelos rentables para el diseño de interfaces de usuario ejecutables [Grolaux, 2000]. QTK ofrece cuatro ventajas:

- La unicidad de lenguaje.
- Un costo de desarrollo reducido.
- Una estrecha integración de herramientas.
- Una mayor expresividad.

2.11. BLUETOOTH

Los dispositivos habilitados por Bluetooth trabajan en la banda científica, médica e industrial de 2.4 Gigahertz (GHz), Los dispositivos que utilizan Bluetooth operan con setenta y nueve frecuencias de 1 Megahertz (MHz). Además usan una técnica llamada salto de frecuencia, el cual minimiza la interceptación e interferencia de otras redes, los cuales se dividen en pequeñas partes llamadas paquetes. El transmisor y el receptor intercambian un paquete de datos en una frecuencia, y luego saltan a otra frecuencia para intercambiar otro paquete. Este proceso se repite hasta que se transmiten todos los datos.

Existen tres clases de dispositivo de radio Bluetooth, con rangos diferentes: Clase 1 (100 metros), Clase 2 (50 metros) y clase 3 (10 metros). [Nieto Martelo & Padilla Cerda, 2010]

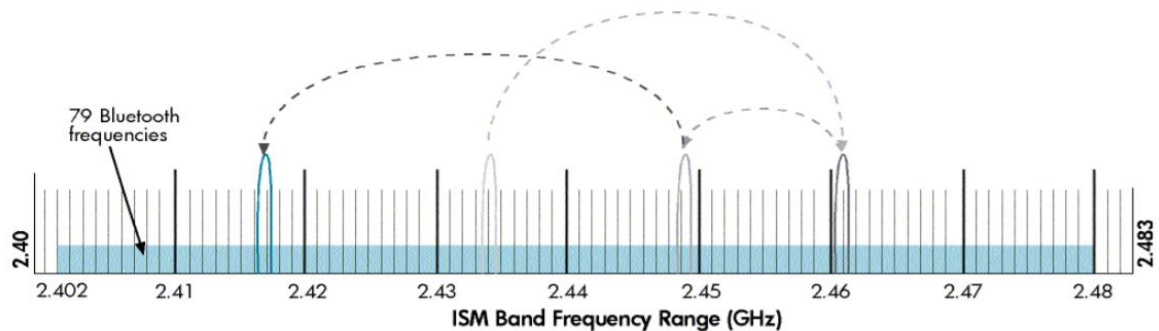


Figura 3. Los dispositivos con Bluetooth saltan entre las frecuencias hasta 1600 veces por segundo.

Fuente: (Nieto Martelo & Padilla Cerda, 2010).

2.12. MICROMOTOR ELECTRICO DE VIBRACIÓN

Un micromotor eléctrico de vibración se va encargar de convertir la energía eléctrica en movimiento mecánico, además los micromotores de vibración producen diferentes tipos de vibraciones que son usados en interfaces hápticas (tipo de computación física que genera un estímulo mediante el computador, por el cual quien percibe es el ser humano), como celulares, pantallas táctiles, controles de juego, entre otros. Por otro lado, el uso de estos micromotores en ciertos proyectos o prototipos puede marcar la diferencia con otros productos [Nieto Martelo & Padilla Cerda, 2010].



Figura 4. Micromotor eléctrico de vibración
Fuente: (Nieto Martelo & Padilla Cerda, 2010).

2.13. NORMAS INTERNACIONALES EMPLEADAS

2.13.1. NORMA IEC 60601

Esta norma se va encargar de cubrir la seguridad, el rendimiento esencial y la compatibilidad electromagnética de los equipos médicos, esta norma se aplica a todos los equipos biomédicos para hacer utilizado en el diagnóstico, tratamiento o seguimiento de un paciente, además esta norma contiene alrededor de 10 estándares colaterales y alrededor de 80 estándares particulares. Es por ello, otra norma importante es IEC 60601-1 el cual describe los requerimientos de seguridad para equipos biomédicos con el fin de proteger al operador, al entorno y al paciente; estas pruebas que se realizan en esta norma es para determinar si el dispositivo cumple con los diferentes valores máximos de voltaje, corriente y resistencia dadas en la norma. Para la tensión de red debe tener una variación de $\pm 10\%$ en la tensión nominal, para la corriente se realizan pruebas de fugas de corriente y para el tema de la resistencia a tierra debe estar comprendida según la norma menores a 0.1Ω para cables extraíbles y menores de 0.2Ω para equipos con cable fijo [Salazar & Cuervo, 2013].

2.13.2. NORMA ANSI / AAMI / ISO 13485

Es la norma ideal para industria de equipos médicos que garantiza el cumplimiento adecuado y las necesidades del cliente en clínicas, hospitales u otros entornos médicos y también para mantener seguros a los profesionales. El estándar 13485 va requerir que las empresas de dispositivos médicos tengan un sistema de calidad eficaz para obtener esta norma, es por ello que actualmente casi el 80% de las empresas de dispositivos médicos tienen esta certificación ISO o planea obtenerla y el 90% de estas empresas que su proceso de certificación ISO fue críticamente importen y las razones para obtener esta certificación es poder vender en Europa, Canadá, calidad del producto mejorada y demanda del cliente [Goodall & Bos, 2013].

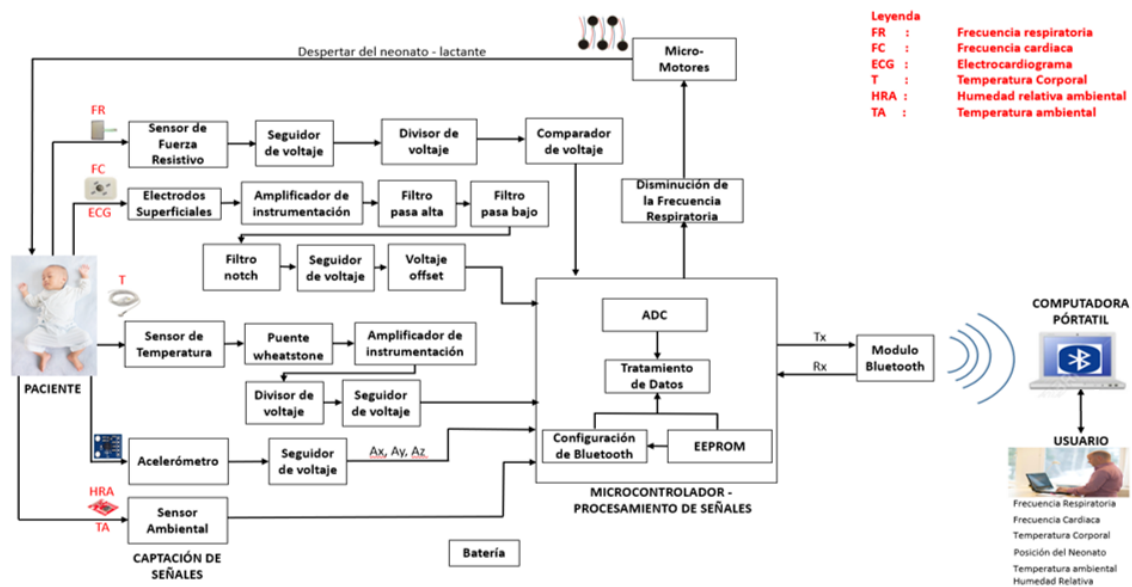
2.13.3. NORMA IEC – 80001

Esta norma internacional define las funciones, responsabilidades y actividades que son necesarias para la gestión del riesgo de las redes que incorporan dispositivos médicos para tratar la seguridad efectiva y seguridad de datos y sistemas, además esta norma no especifica los niveles de riesgo aceptable. Por otro lado esta norma se aplica después que un dispositivo médico haya sido adquirido por una organización responsable y sea candidato para incorporación en una red – ti [Subhan, 2016].

CAPITULO 3

METODOLOGIA Y CRITERIOS DE DISEÑO

Para el prototipo a realizar, se utilizará un chaleco neonatal que tendrá parámetros importantes para evitar durante el estado sueño – vigilia, el síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL). Para el desarrollo de la adquisición se observan etapas fundamentales, como la captación de señales fisiológicas y ambientales que van hacer captados por los siguientes sensores; sensor de fuerza resistiva (frecuencia respiratoria), electrodos superficiales (frecuencia cardiaca), Termistor NTC (temperatura), acelerómetro (posicionamiento), sensor ambiental (humedad relativa y temperatura ambiental).



Posteriormente, en la etapa de procesamiento se envían las señales fisiológicas y ambientales al conversor análogo digital del dsPIC, el cual se va encargar de procesarlas mediante el algoritmo utilizado. Luego, en la etapa de comunicación inalámbrica, se envía los datos procesados, a través del módulo Bluetooth, hacia una laptop donde se tendrá una aplicación de software donde el usuario podrá ingresar directamente hacia él, para así lograr visualizar en tiempo real las variables fisiologicas y ambientales obtenidas. Por otro lado, existe una etapa de realimentación, donde en el caso en que disminuya la frecuencia

respiratoria (< 20 lpm), se activarán los micromotores que estarán colocados también en el chaleco, permitiendo el despertar del neonato, donde el sistema se alimentará de una batería de ion litio de 3.7 V. A continuación, se explicará cada uno de los componentes utilizados a nivel de software y hardware del prototipo, así como el criterio utilizado para elegir cada componente.

3.1. PARAMETROS DEL SISTEMA

3.1.1. FRECUENCIA RESPIRATORIA

La frecuencia respiratoria es un parámetro importante para el desarrollo del prototipo, de ella depende los ciclos respiratorios por minuto del neonato o lactante para determinar si detecta anomalías en la respiración que puedan causarle SMSL, donde según estudios la frecuencia respiratoria varía según la edad del paciente. Posteriormente, el sensor debe ser de fácil adquisición y compatible con el microcontrolador, por ello se han considerado las siguientes opciones:

Sensor de Fuerza Resistiva (FSR)

El sensor de fuerza resistiva está fabricado de una gruesa capa de polímero que muestra una disminución de la resistencia en función del aumento de la fuerza aplicada a la superficie activa, además su sensibilidad a la fuerza está optimizada para su uso en el control táctil humano de dispositivos electrónicos, permitiendo una medición aproximada $0.1 \text{ Kg} / \text{cm}^2 - 10 \text{ kg} / \text{cm}^2$ con un tiempo de subida de $1 - 2 \text{ msec}$.

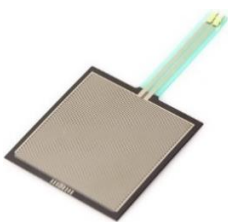


Figura 3.2. Sensor de fuerza resistiva (FSR).
Fuente: (Interlink Electronics, 2019).

Sensor de flexión

Es un sensor que a medida que se flexiona, la resistencia a través del sensor aumenta; presenta una tecnología patentada por Spectra Symbol; la resistencia del sensor de flexión

cambia cuando los pads de metal están alejados de la banda flexible. Por otro lado, presenta una resistencia plana de 25 K ohms y presenta una tolerancia de resistencia +/- 30 %.



Figura 3.3. Sensor de flexión 4.5 “.
Fuente: (Spectra Symbol, 2019).

A continuación, en la tabla 3.1, se muestran las principales características de los sensores mencionados para la frecuencia respiratoria.

Tabla 3.1. Tabla comparativa de los sensores de la frecuencia respiratoria.

CARACTERISTICAS	SENSOR DE FRECUENCIA RESPIRATORIA	
	FSR 406	SENSOR FLEXIBLE 4.5"
CICLO DE VIDA	> 10 millones	> 1 millon
RESISTENCIA DE REPOSO	> 10 M ohms	10 K ohms
AREA ACTIVA	38.1 x 38.1 mm	95.25 mm
DISPOSITIVO MEDICO	SI	SI
PRECIO (SOLES)	66.01	90.39

Fuente: Elaboración propia.

Después de comparar las características de los sensores mencionados en la Tabla 3.1, se decide trabajar con el sensor de fuerza resistiva (FSR) ya que presenta, características superiores que el sensor flexible 4.5”. Entre ellas, el ciclo de vida del sensor FSR es 10 veces más que el sensor flexible. Por otro lado, una de las características importantes de ambos sensores es que ambos son para uso clínico, pero otro punto a favor del FSR es que su precio es inferior al sensor flexible 4.5”. Según el fabricante del sensor FSR, dicho

sensor presenta una baja sensibilidad de fuerza (alrededor de 0.1 Newton) y una resolución de fuerza continua, tal como se detalla en su propia hoja de datos o datasheet.

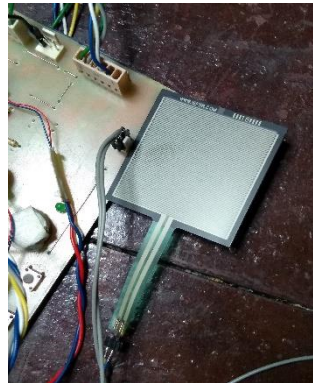


Figura 3.4. FSR montado en el prototipo para la captación de la frecuencia respiratoria.
Fuente: Elaboración Propia

Existen diferentes técnicas para la monitorización de la frecuencia respiratoria del neonato, para el prototipo se utilizará la impedancia torácica, la cual genera cambios en los voltajes y corrientes a través del tórax, los cuales serán detectados por el sensor de fuerza resistiva FSR. El sensor utilizado estará colocado en el chaleco a la altura de la línea medio axilar derecha del neonato. En la figura 3.5 se muestra la ubicación del sensor utilizado:



Figura 3.5. Ubicación del sensor de fuerza resistiva incorporado en el chaleco para medición de la frecuencia respiratoria.
Fuente: Elaboración propia.

Selección del circuito integrado de captura

A veces los sensores generan señales peligrosas o difíciles para procesarlas, por eso es necesario un circuito integrado de captura ya que existen señales que requieren un acondicionamiento para diferentes variedades de aplicaciones como filtrado, linealización,

amplificación o aislamiento. Para la realización del prototipo, el circuito integrado de captura debe tener una entrada “riel-a-riel”, permitiendo que la salida de tensión del circuito integrado esté muy cercano al voltaje de alimentación; para tener un mejor rendimiento con los sensores utilizados. En la tabla 3.2 se muestran las diferentes opciones para la elección del circuito integrado de captura.

Tabla 3.2. Tabla comparativa del circuito integrado de captura

PARAMETROS	AMPLIFICADOR OPERACIONAL		
	TL084	TSV358	MCP6004
VOLTAJE (V)	+/- 18	2.5 a 6	1.8 a 6
CORRIENTE DE COMPENSACION DE ENTRADA	5 pA	30 nA	+/- 1 nA
CMRR (db)	86	80	76
PSRR (db)	--	--	86
RUIDO A 1 KHZ (nV/ $\sqrt{\text{HZ}}$)	18	27	28
RIEL A RIEL	NO	SI	SI
PRECIO (SOLES)	4.06	42.41	7.49

Fuente: Elaboración propia.

Con las especificaciones mencionadas en la tabla 3.2 por cada circuito integrado de captura, se selecciona el MCP6004, por su alto rechazo de la fuente de alimentación, presenta una entrada “riel a riel” y según recomendación del fabricante Microchip, éste circuito integrado posee una corriente de suministro $I_Q = 100 \mu\text{A}$, una margen de fase: 90° y una ganancia de producto de ancha de banda de un 1 MHz.



Figura 5.6. Amplificador operacional MCP6004.

Fuente: (Microchip, 2019).

Etapas de acondicionamiento para la detección de la frecuencia respiratoria

Para la etapa de acondicionamiento de la frecuencia respiratoria, el circuito implementado utiliza una resistencia flexible para captar el movimiento de la respiración por medio de los músculos intercostales del lactante, donde el sensor se conecta con una resistencia R24 a manera de divisor de voltaje para conseguir siempre una caída de tensión. Luego, se ingresa a un seguidor de voltaje (U6A) utilizando el MCP6004, para nuevamente aplicar otro divisor de tensión cuando exista un voltaje máximo de 5 V y en su salida pueda aparecer un voltaje de 3.3 V, a fin de que pueda trabajar el pin analógico del procesador (FLEX_AN). El cálculo se muestra en la siguiente ecuación.

$$V_{out} = \frac{V_s \times R_2}{(R_1 + R_2)} = \frac{5 \text{ V} \times 10 \text{ K}\Omega}{(4.7 \text{ K}\Omega + 10 \text{ K}\Omega)} = 3.40 \text{ V} \cong 3.3 \text{ V}$$

Ecuación 2. Cálculo del divisor de voltaje después del amplificador operacional U6A.

Asimismo, la siguiente etapa es un comparador (U6C) donde la referencia negativa es alimentada a través de una señal variable que proviene de un filtro pasa baja de 15 Hz, permitiendo convertir la señal DC continua a una señal PWM que proviene del procesador, por último, la salida del comparador ingresa a otro filtro pasa baja de 15 Hz.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2(3.14)(100 \text{ K}\Omega)(0.1\mu\text{F})} = 15.92 \cong 15 \text{ Hz}$$

Ecuación 3. Cálculo del filtro pasa baja de 15 Hz.

3.1.2. SENSOR DE LA FRECUENCIA CARDIACA

Otro parámetro importante para el prototipo es la frecuencia cardiaca, donde se empleará el método de electrocardiografía (ECG), el cual, permitirá obtener las señales eléctricas durante la expansión y contracción de las cámaras del corazón, por medio de electrodos de superficie colocados en el chaleco del lactante.

Además, es importante controlar los latidos cardiacos durante el estado sueño – vigilia, ya que los lactantes que luego mueren por SMSL han tenido el ritmo cardiaco elevado.

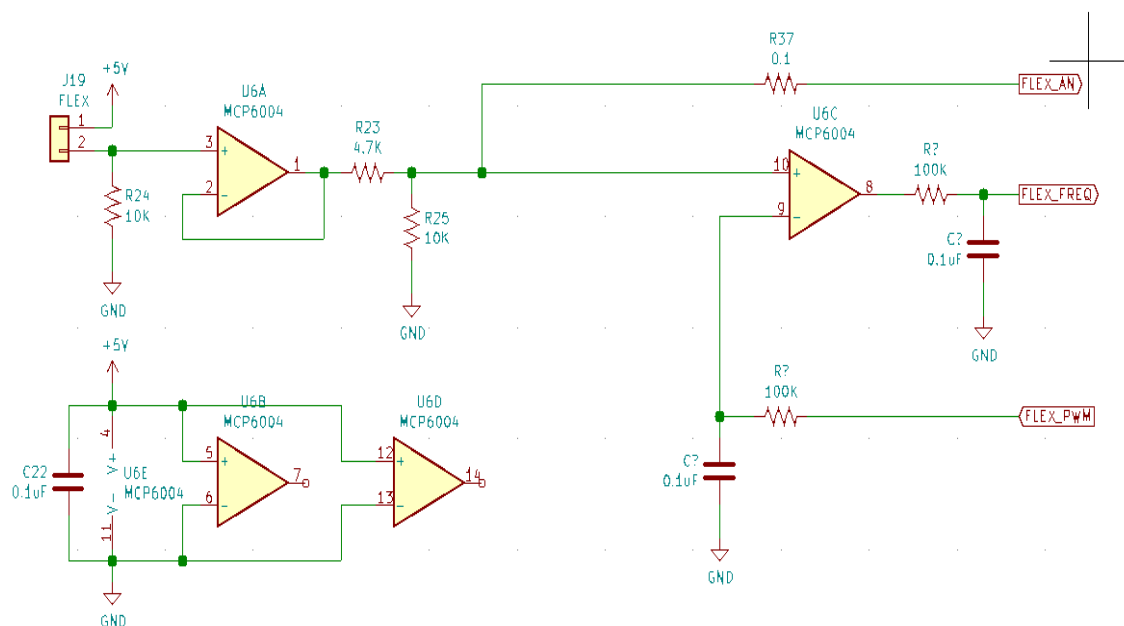


Figura 3.7. Circuito para el acondicionamiento de la frecuencia respiratoria
Fuente: Elaboración propia.

Entonces para el desarrollo del ECG, el amplificador de instrumentación, el circuito integrado de captura y el convertor de voltaje positivo a negativo, deben ser de fácil adquisición. Por ello, se han considerado las siguientes opciones:

Amplificador de instrumentación

Los amplificadores de instrumentación se utilizan como un amplificador de puente para transductores que se encuentran en aplicaciones como el control de procesos, pruebas médicas, procesamiento de datos, entre otros.

Asimismo, entre sus características importantes, permite alcanzar bajos niveles de señal a ruido, trabajar a temperaturas fluctuantes y con impedancias de entrada desequilibradas. Por ello, se han considerado las siguientes opciones para el desarrollo del ECG.

Amplificador de instrumentación AD522

El AD522 es un amplificador que fue diseñado para acondicionamiento de señal de alta compensación menor a 2.0 uV/°C. Por otro lado, tiene un CMRR (Razón de rechazo al modo común) mayor a 80 dB con ganancia unitaria.

Además, presenta un excelente rendimiento mediante la combinación de una configuración de circuito, probada con una tecnología que utiliza el corte por láser activo de resistencias de película delgada y de estrecha tolerancia, para alcanzar un bajo costo.



Figura 6. Amplificador de Instrumentación AD522.
Fuente: (Analog Devices, 2019).

Amplificador de instrumentación AD620

El AD620 es un amplificador de instrumentación, con alta precisión de no linealidad de 40 ppm y de bajo costo, donde colocando una resistencia externa permite tener ganancias de 1 a 10,000. Además, presenta un bajo voltaje de compensación de 50 μV max, baja potencia, bajo ruido y baja corriente de polarización de entrada. El AD620 es adecuado para aplicaciones multiplexadas ya que su tiempo de establecimiento es de 15 μs y también funciona como un preamplificador debido a su bajo ruido de voltaje.



Figura 7.9. Amplificador de Instrumentación AD620.
Fuente: (Analog Devices, 2019).

Amplificador de instrumentación INA128P

Este amplificador de instrumentación es de baja potencia y presenta una precisión excelente, pues contiene un ancho de banda amplio de alta ganancia de 200 kHz a $G=100$. Asimismo, al igual que el AD620, cuando se coloca una resistencia externa se tiene una ganancia de 1 a 10,000. El INA 128 está cortado con láser para un voltaje de compensación muy bajo de 25 μV típico y una corriente de reposo de 2mA.

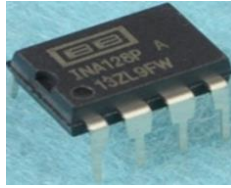


Figura 8. Amplificador de Instrumentación INA128P.

Fuente: (Texas Instruments, 2019).

Tabla 3.3. Tabla comparativa de los amplificadores de instrumentación.

PARAMETROS	AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTACIÓN		
	AD522	AD620	INA128P
VOLTAJE (V)	+/- (5 a 18) V	+/- (2.3 a 18) V	+/- (2.25 a 18) V
CORRIENTE DE REPOSO	+/- 10 mA	0.9 mA	700 uA
RECHAZO DE MODO COMUN (G=100)	110 dB	130 dB	125 dB
3 DB DE ANCHO DE BANDA	300 KHZ	120 KHZ	200 KHZ
APLIACION MEDICA	NO	SI	SI
PRECIO (SOLES)	34.98	3.89	5.65

Fuente: Elaboración propia.

En la tabla 3.3 se comparan diferentes amplificadores de instrumentación para la captación y amplificación de la señal, por lo cual se decide trabajar con el AD620 ya que presenta especificaciones adecuadas para aplicaciones médicas tales como el ECG (electrocardiografía). Además, presenta una alta razón de rechazo de modo común (CMRR) de 130 dB. Otra especificación importante en comparación con los otros amplificadores mencionados, es que ofrece una potencia más baja (con una corriente de alimentación máxima de 1.3 mA). En ese sentido, el AD620 tiene un bajo costo y es comercial para el diseño del ECG.

Selección del circuito integrado (IC) de captura para el ECG

Existen circuitos integrados desarrollados para el área de instrumentación médica, los cuales se van a encargar de mejorar la señal amplificada mediante filtros ajustables, amplificadores ajustables y también permiten desarrollar otras prestaciones para poder lograr un circuito ECG más pequeño. Además, para eliminar las perturbaciones originadas

por la señal de ECG es necesario seleccionar correctamente el circuito integrado. Por ello se han considerado las siguientes opciones.

IC LM358

El LM358 cuenta con dos amplificadores operacionales independientes, una compensación interna de frecuencia y una alta ganancia. También trabaja con una sola fuente de alimentación debido a su amplia gama de voltajes; sus áreas de aplicación incluyen bloques de ganancia de corriente continua, amplificadores de transductores y circuitos convencionales como amplificadores operaciones ya que es más fácil implementar en sistemas de suministro de energía único. Además, tiene un ancho de banda amplio de 1 MHz y contiene suministros duales de ± 1.5 V a ± 16 V.



Figura 3.11. Circuito integrado de captura del ECG LM358.
Fuente: (Texas Instruments, 2019).

IC LF353

Este circuito integrado tiene entrada JFET de bajo costo y de baja velocidad con un voltaje de desplazamiento de entrada recortado e interno. Por otro lado, el LF353 contiene un ancho de banda de ganancia amplia de 4 MHz y una tasa de rendimiento rápida; además los dispositivos que tienen entrada JFET de alto voltaje proporcionan corrientes de desplazamiento muy bajas y bajas corrientes de suministro, alrededor de 6.5 mA.



Figura 9. Circuito integrado de captura del ECG LF353.
Fuente: (Texas Instruments, 2019).

IC TL082

Este circuito integrado contiene doble entrada JFET con un voltaje de compensación de entrada recortado internamente, con alta velocidad, requiere una corriente de suministro baja y presenta una velocidad de repuesta rápida. Además, presenta un ancho de banda de ganancia amplia alrededor de 4 MHz; donde puede usarse en aplicaciones basadas en conversores ADC, circuitos integradores de alta velocidad, circuitos de muestreo y de retención. Otra especificación es que tiene una corriente de suministro de 5.6 mA.



Figura 3.13. Circuito integrado de captura del ECG TL082.
Fuente: (Texas Instruments, 2019).

Tabla 3.4. Tabla comparativa de los circuitos integrados.

PARAMETROS	CIRCUITOS INTEGRADOS		
	LM358	LF353	TL082
VOLTAJE (V)	+/- (1.5 a 16) V	+/- 18V	+/- 18 V
CORRIENTE DE SUMINISTRO (MAX)	1.2 mA	6.5 mA	5.6 mA
RECHAZO DE MODO COMUN	85 dB	100 dB	100 dB
VOLTAJE DE COMPENSACIÓN DE ENTRADA	2 mV	5 mV	5 mV
RANGO DE TEMPERATURA DE OPERACIÓN	0 – 70 °C	0 – 70 °C	0 – 70 °C
PRECIO (SOLES)	6.15	5.37	4.06

Fuente: Elaboración propia.

Con las especificaciones mencionadas en la tabla 3.4, se decide trabajar con el circuito integrado LM358, debido a que tiene un voltaje de compensación de entrada baja de 2 mV, por otro lado, la corriente de suministro es de 1.2 mA. En cambio, el rechazo de modo común es inferior en comparación con los otros dos integrados mencionados. Otras ventajas que tiene el LM358, es que es compatible con todas las formas de lógica, donde

el factor importante respecto a los otros circuitos integrados, es que presenta un drenaje de potencia adecuado para el funcionamiento con batería.

Selección del conversor de voltaje (positivo-negativo)

El conversor o convertidor de voltaje utilizado para el desarrollo del circuito para el ECG, deberá permitir generar voltajes de suministros negativos. Además, este convertidor necesita una topología, es decir, condensadores o inductores que permitan obtener y suministrar voltajes negativos para el amplificador de instrumentación. Por ello se han considerado las siguientes opciones para la elección del convertidor de voltaje positivo – negativo:

Tabla 3.5. Tabla comparativa para la elección del convertidor de voltaje positivo – negativo.

PARAMETROS	CIRCUITOS INTEGRADOS	
	ICL7660	TC7662B
VOLTAJE DE OPERACIÓN (V)	1.5 V – 12 V	1.5 V – 12 V
CONSUMO DE ENERGIA	170 μ A	80 μ A
FRECUENCIA DEL OSCILADOR	10 KHz	10 KHz
EFICIENCIA ENERGETICA	98 %	96 %
CONVERSIÓN DE EFICIENCIA DE VOLTAJE	99.9 %	99.9 %
PRECIO (SOLES)	4.45	36.26

Fuente: Elaboración propia.

Con los parámetros mencionados en la tabla anterior para el desarrollo el ECG, se utilizará el convertidor ICL7660; ya que presenta especificaciones superiores, tales como una eficiencia energética típica de 98%, una eficiencia típica de conversión de voltaje de circuito abierto alrededor de 99.9%, donde solamente requiere el uso de dos componentes pasivos externos no críticos.

Otro factor importante es su consumo de energía de 170 μ A y además el conversor es comercial y de bajo precio.

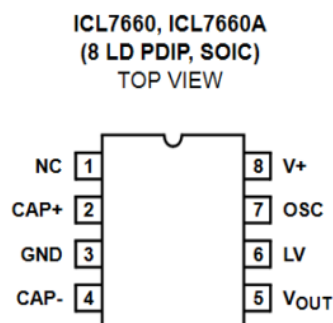


Figura 3.14. Convertidor de voltaje ICL7660.
Fuente: (Renesas, 2019).

Para la medición de la frecuencia cardiaca se utilizarán tres electrodos neonatales no invasivos que estarán recubiertos de cloruro de plata y envueltos con una pasta de electrolito que permitirá el contacto eléctrico con la piel del neonato. Los electrodos van estar ubicados en el chaleco; dos de ellos en las líneas medio claviculares y el tercer electrodo sobre la línea medio axilar izquierda. En la figura 3.15, se muestra la ubicación de los electrodos utilizados.



Figura 3.15. Ubicación de los electrodos neonatales incorporados en el chaleco para la medición de la frecuencia cardiaca.
Fuente: Elaboración propia.

Etapas de acondicionamiento de la frecuencia cardiaca

Para la etapa de acondicionamiento de la frecuencia cardiaca, los electrodos superficiales van a captar la señal del lactante proveniente de las tres derivaciones: brazo derecho (RA), brazo izquierdo (LA) y pierna izquierda (LL), donde la señal obtenida ingresa a un

amplificador de instrumentación AD620 (U2) permitiendo una ganancia $G = 7$ debido a la resistencia $R_G = 8.25 \text{ K}\Omega$. El cálculo de la ganancia se muestra en la siguiente ecuación:

$$G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_G} + 1 = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{8.25 \text{ K}\Omega} + 1 = 6.98 \cong 7$$

Ecuación 4. Ganancia del AD620.

Después, la señal amplificada ingresa a un filtro pasa alto y un filtro pasa bajo de primer orden con una ganancia de $G = 200$ donde el filtro pasa alto RC de $240 \text{ K}\Omega$ (R18) y 220 nF (C4) permite pasar a partir de 3 Hz y el filtro pasa bajo corta a partir de 15 Hz mediante $100 \text{ K}\Omega$ (R21) y 100 nF (C6), el cual esta implementado en el amplificador operacional (U5A).

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2(3.14)(240 \text{ K}\Omega)(220 \text{ nF})} = 3.015 \text{ Hz}$$

Ecuación 5. Cálculo del filtro pasa alto.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2(3.14)(100 \text{ K}\Omega)(100 \text{ nF})} = 15.92 \cong 15 \text{ Hz}$$

Ecuación 6. Cálculo del filtro pasa bajo.

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} = 1 + \frac{100 \text{ K}\Omega}{500 \text{ K}\Omega} = 200$$

Ecuación 7. Ganancia de los filtros pasa alto y pasa bajo.

Posteriormente, la señal continua a través de un filtro notch que se encarga de eliminar la banda alrededor de 60 Hz , luego ingresa a una etapa de seguidor (U5D) con una ganancia $G = 1$. La señal obtenida tiene componentes tanto positivos y negativos, razón por el cual, el procesador no permite leer señales analógicas de voltajes negativos, ni tampoco que sean superiores a 3.3 V .

Por ello, la última etapa (U5C) se encargará de atenuar la señal dividiéndola entre 3 para luego sumarle un voltaje offset de 1.65 V con una ganancia $G = 1$, de tal manera que la señal original tenga una referencia de 1.65 V como su nuevo eje central y dentro de la ventana de 0 V a 3.3 V , permitiendo que se encuentren dentro de los niveles de voltaje

donde el pin analógico del procesador pueda trabajar. Los calculos correspondientes se muestran en las siguientes ecuaciones.

$$Atenuación_{entrada} = \frac{R_{31}}{R_{32}} = \frac{100\text{ K}\Omega}{33\text{ K}\Omega} 3.03 \cong 3$$

$$V_{offset} = 1.65\text{ V}$$

$$G_{offset} = \frac{R_{29}}{R_{31}} = \frac{100\text{ K}\Omega}{100\text{ K}\Omega} = 1$$

Ecuación 8. Ecuación para determinar el elevador de nivel.

$$V_o = V_{ref} \left[\left(\frac{R_2}{R_1} \right) + 1 \right] = 1.233 \left[\left(\frac{2\text{ K} + 300}{6.8\text{ K}\Omega} \right) + 1 \right] \cong 1.65$$

Ecuación 9. Ecuación para determinar el regulador shunt con una referencia de 1.65 V.

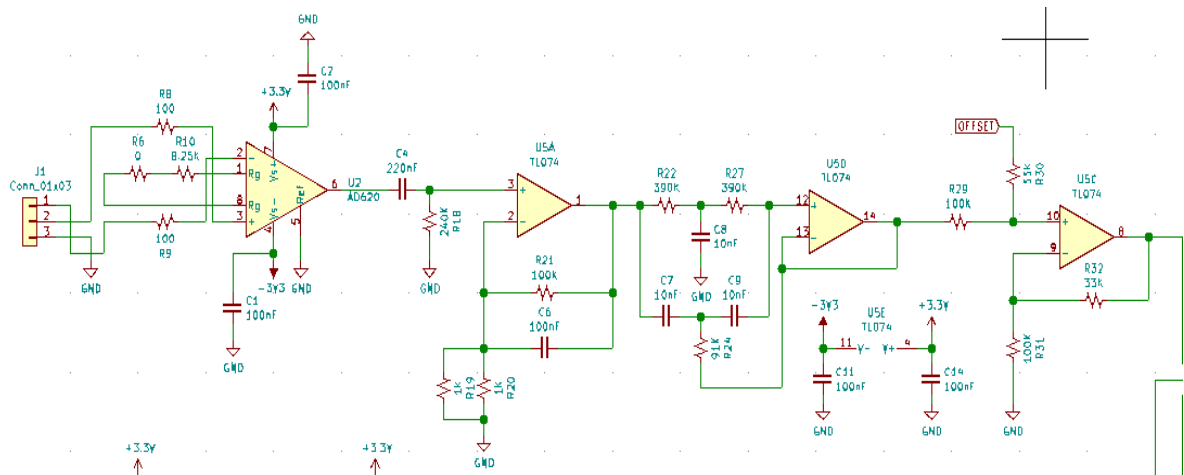


Figura 3.16. Circuito para el acondicionamiento de la frecuencia cardiaca.

Fuente: Elaboración propia.

3.1.3. SENSOR DE TEMPERATURA CORPORAL

El sensor de temperatura se va encargar de detectar la temperatura corporal del lactante (36.1 a 37.7° C) en tiempo real, además este parámetro es importante para controlar el aumento de temperatura, ya que se asocia con el síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL) [Remigo et. al., 2013]. Por ello, la elección del sensor de temperatura debe cumplir con las especificaciones deseadas para la realización del prototipo; debido a esto, se han considerado las siguientes alternativas:

Termistor 10 K NTC

Es una resistencia de 10 K que tiene un coeficiente de temperatura negativo (NTC), este sensor contiene un chip con dos cables de cobre y está codificado por colores, pero no se encuentra aislado. Por otro lado, este sensor detecta temperaturas entre -40°C y 125°C . Asimismo, tiene una alta estabilidad, una larga vida útil y su tiempo de repuesta es de 1.2 segundos. Este tipo de sensor es usado para sistemas de control electrónico y medición de temperatura.



Figura 10. Termistor 10 K NTC
Fuente: (Avelectronics, 2019).

Sensor de temperatura LM35

El sensor de temperatura LM35 es un circuito integrado de precisión, tiene una salida de voltaje linealmente proporcional a la temperatura expresada en grados Celsius. Por otro lado, no requiere una calibración externa para proporcionar precisiones típicas entre $\pm 1/4^{\circ}\text{C}$ a $\pm 3/4^{\circ}\text{C}$, en un rango de temperatura de -55 a $+150^{\circ}\text{C}$. Además tiene un autocalentamiento muy bajo ($< 0.1^{\circ}\text{C}$), por lo cual este sensor se puede utilizar con fuentes de alimentación individuales o con fuentes de alimentación polarizadas. Este sensor funciona con una alimentación de voltaje de 4 a 30 V.



Figura 3.18. Sensor LM35.
Fuente: (Texas Instruments, 2019).

Termistor 2.252 K NTC

Es un termistor con coeficiente de temperatura negativo (NTC) encapsulado de epoxi que se muestra como un sensor cerámico de alta estabilidad. Una de sus características más

importantes, es que dicho sensor tiene una alta sensibilidad e intercambiabilidad, donde con una temperatura de 25°C se tendrá una resistencia de 2252 ohmios. Por lo cual este sensor es usado para medir temperaturas en monitores multiparámetros, ya que tiene una buena estabilidad a largo plazo.



Figura 11. Termistor 2.252 K encapsulado de epoxi.

Fuente: (Measurement Specialties, 2019)

A continuación, en la tabla 3.6 se muestran las principales características de cada sensor para el desarrollo del prototipo:

Tabla 3.6. Tabla comparativa de los sensores de temperatura.

PARAMETROS	SENSORES DE TEMPERATURA		
	10 K NTC	LM35	2.252 K NTC
PRECISIÓN ASEGURADA A 25 °C	0.25 °C	0.5 °C	0.2 °C
TIEMPO DE ENFRIAMIENTO (AIRE)	20 SEGUNDOS	N/A	10 SEGUNDOS
RANGO DE TEMPERATURA	-55 a 150° C	-55 a 150° C	-55 a 150° C
TIPO DE SALIDA	ANALOGICO	ANALOGICO	ANALOGICO
PRECIO (SOLES)	0.3	1.5	41.58

Fuente: Elaboración Propia

Con las especificaciones mencionadas en la tabla 3.6, se selecciona el termistor 2.252 K NTC ya que trabaja la temperatura en forma exponencial, además presenta una precisión de temperatura de 0.2°C, asegurando el buen funcionamiento del sensor para la medición de temperatura corporal, por otro lado, presenta aplicaciones típicas de grado médico, es de fácil adquisición y permite un trabajo adecuado para el monitoreo del prototipo.

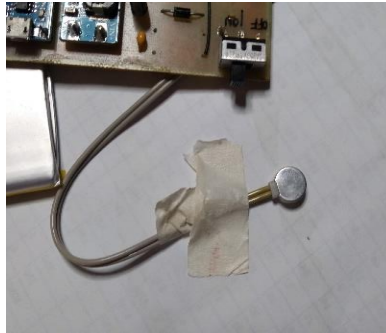


Figura 3.20. Termistor 2.252 K NTC de grado médico, montado en el prototipo para la captación de la temperatura del paciente.

Fuente: Elaboración Propia.

Para realizar la medición de la temperatura del neonato con el sensor 2.252 K, es necesario conocer diferentes zonas anatómicas donde se podrá obtener información de la temperatura. Por ello, el sensor será ubicado en una zona del chaleco que permita la comodidad del neonato durante el estado sueño – vigilia, colocándose a la altura de la línea media abdominal, entre el apéndice xifoides y el ombligo [Per Möllborg, 2016]. La ubicación del sensor se muestra en la figura 3.21:



Figura 3.21. Ubicación del termistor 2.252 K incorporado en el chaleco para la medición de la temperatura corporal.

Fuente: Elaboración propia.

Etapas de acondicionamiento para la medición de la temperatura corporal

Para la etapa de acondicionamiento que corresponde a la lectura de la señal que proviene del sensor de temperatura 2.252 K NTC, se empleó un amplificador instrumental constituido por un AD620 para leer los puntos centrales de un puente Wheatstone en donde la resistencia del sensor es la variable principal, cuando la temperatura incrementa presenta

una menor resistencia y viceversa. El cálculo de la ganancia correspondiente se muestra en la siguiente ecuación:

$$G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{RG} + 1 = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{12.4 \text{ K}\Omega} + 1 = 4.97 \cong 5$$

Ecuación 10. Ganancia del AD620.

Luego, se tiene un seguidor de tensión con ganancia unitaria y finalmente un divisor de tensión para escalar el rango de 0 – 5 V a 0 - 3.3 V.

$$V_{out} = \frac{V_s \times R_2}{(R_1 + R_2)} = \frac{5 \text{ V} \times 10 \text{ K}\Omega}{(4.7 \text{ K}\Omega + 10 \text{ K}\Omega)} = 3.40 \text{ V} \cong 3.3 \text{ V}$$

Ecuación 11. Cálculo del divisor de voltaje después del amplificador operacional U5B.

Así mismo, se tomaron mediciones de temperatura cuando el ambiente se encontraba a 25°C y también se obtuvieron los valores del voltaje de salida de los puntos centrales del puente Wheatstone.

$$V_o = 3.3 \text{ V} \frac{RS}{RS + R5} - 3.3 \text{ V} \frac{R11}{R11 + R4}$$

Ecuación 12. Cálculo del voltaje de salida entre los puntos centrales del puente Wheatstone.

Por último, en la tabla de valores de la resistencia según el fabricante (ver tabla 3.7), a lo largo del rango de temperatura del sensor NTC (25°C – 45°C) se logró tabular los valores en función al valor de la resistencia obtenida y así encontrar la temperatura real.

Tabla 3.7. Tabla de valores de la resistencia del termistor 2.252 K NTC.

2.252K NTC--Resistance Characteristic							
temp.(°C)	resistance(Ω)	temp.(°C)	resistance(Ω)	temp.(°C)	resistance(Ω)	temp.(°C)	resistance(Ω)
25	2252	30	1815	35	1471	40	1200
26	2156	31	1739	36	1412	41	1152
27	2064	32	1667	37	1355	42	1107
28	1977	33	1599	38	1301	43	1064
29	1894	34	1533	39	1249	44	1023

Fuente: (Measurement Specialties, 2019)

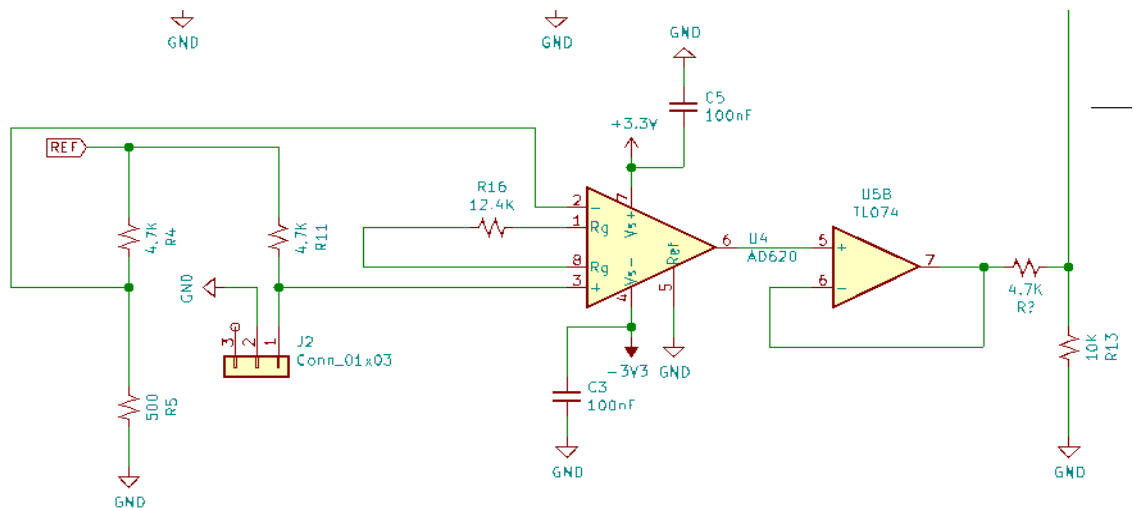


Figura 3.22. Circuito de acondicionamiento y medición de temperatura.
Fuente: Elaboración propia

3.1.4. SENSOR DE POSICION

Según estudios, la posición adecuada del lactante para dormir es el decúbito dorsal, pues al dormir de costado y en la posición decúbito ventral, son causas de síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL) [Remigo et. al., 2013].

Por ello, para detectar los cambios de posición del lactante durante el sueño, se utilizará un acelerómetro triaxial. En la tabla 3.8, se muestran las diversas características para la elección del acelerómetro.

Tabla 3.8. Tabla comparativa de los módulos del acelerómetro.

PARAMETROS	MODULOS		
	ADXL335	ADXL345	MPU 6050
VOLTAJE (V)	3.6	3.6	3.46
CORRIENTE DE SUMINISTRO (uA)	350	145	500
TIEMPO DE ENCENDIDO (ms)	1	1.4	3
TEMPERATURA DE OPERACIÓN (°C)	-40°C a 85°C	-40°C a 85°C	-40°C a 85°C
RANGO DE MEDICIÓN (g)	+/- 3.6	+/- 2,4,8,16	+/- 2,4,8,16
PRECIO (SOLES)	7.31	3.29	13.46

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 3.8 se pueden observar las diferentes características de los módulos considerados para el desarrollo del prototipo. En tal sentido, después de analizar las especificaciones de cada módulo del acelerómetro; se decidió trabajar con el ADXL335 debido que es pequeño, compacto y de bajo consumo. Además, tiene un rango $\pm 3.6g$ para las aplicaciones donde requiera inclinación o posición.

Por otro lado, entre las características más importantes, se tiene una baja alimentación de voltaje (3.6 V), un bajo consumo de corriente (350 μA) y un bajo tiempo de encendido (1 ms) en comparación con los otros módulos comparados. Pero, el factor más importante ha sido su bajo costo, siendo un acelerómetro totalmente accesible y comercial para el desarrollo del prototipo.

Características del módulo ADXL335

El módulo ADXL335 presenta muchas características importantes para el desarrollo del prototipo propuesto, entre las cuales se resaltan las siguientes:

- Es un acelerómetro de baja potencia, delgado, con salidas de voltaje condicionadas a la señal, presenta 3 ejes pequeños y está basado en la tecnología MEMS (sistemas micros electromecánicos).
- El voltaje es radiométrico, quiere decir si se trabaja con un voltaje de 2 V, se tendrá una sensibilidad típica de 195 mV/g, mientras con un voltaje de 3.6 V trabaja con una sensibilidad de 360 mV/g. Asimismo, la corriente consumida decrece con el voltaje de entrada (V_s), donde para un $V_s=3.6$ V se tendrá 375 μA y para $V_s=2$ V se tendrá 200 μA .
- Asimismo, mide la aceleración con un rango mínimo de escala máxima: $\pm 3g$, mide la aceleración estática de la gravedad en aplicaciones de detección de inclinación y la aceleración dinámica durante movimientos, golpes o la vibración.

- Los anchos de banda del acelerómetro en los pines Xout, Yout y Zout pueden trabajar con un rango de frecuencia de 0.5 Hz a 1600 Hz para los ejes X e Y, mientras para el eje Z trabaja con un rango de frecuencia de 0.5 Hz a 550 Hz.

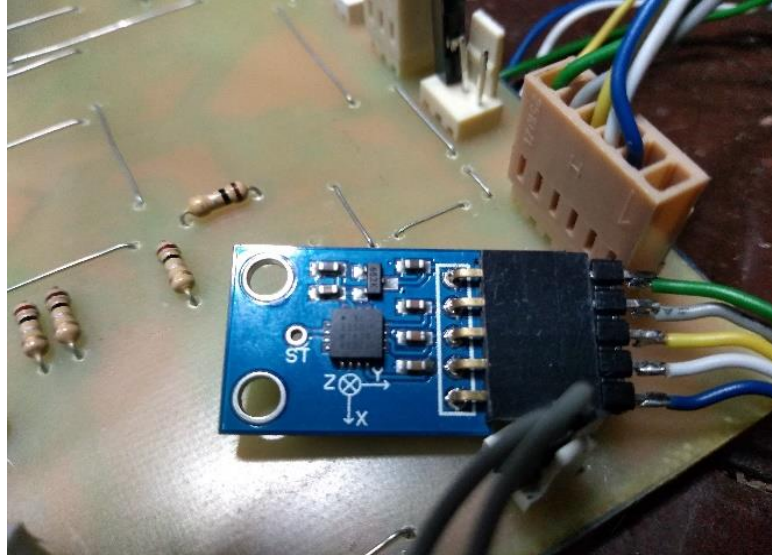


Figura 3.23. Módulo ADXL335 montado en el prototipo para la captación de la posición del neonato.

Fuente: Elaboración propia

Para visualizar la posición decúbito dorsal, decúbito prono, decúbito lateral derecho y decúbito lateral izquierdo durante el estado sueño – vigilia del lactante, el módulo ADXL335 se colocará en el chaleco a la altura del abdomen del lactante (sensor position), permitiendo identificar en el software en qué posición se encuentra en tiempo real. La ubicación del módulo se muestra en la figura 3.24.



Figura 3.24. Ubicación del módulo ADXL335 incorporado en el chaleco para la detectar la posición del neonato durante el estado sueño – vigilia.

Fuente: Elaboración propia.

Etapas de acondicionamiento para la detección de posición

Para la etapa de acondicionamiento del módulo para la detección de posición, el circuito integrado de captura (MCP6004) proporciona tres salidas de tipo analógica en el rango de 3.3V a GND, permitiendo que se utilicen las etapas B, C o D (del integrado U5), donde se implementa un seguidor de voltaje con ganancia 1 para cada eje del sensor. Esto se hace para compensar la impedancia de entrada con respecto a la longitud del cable que se extiende desde la placa hasta el propio sensor.

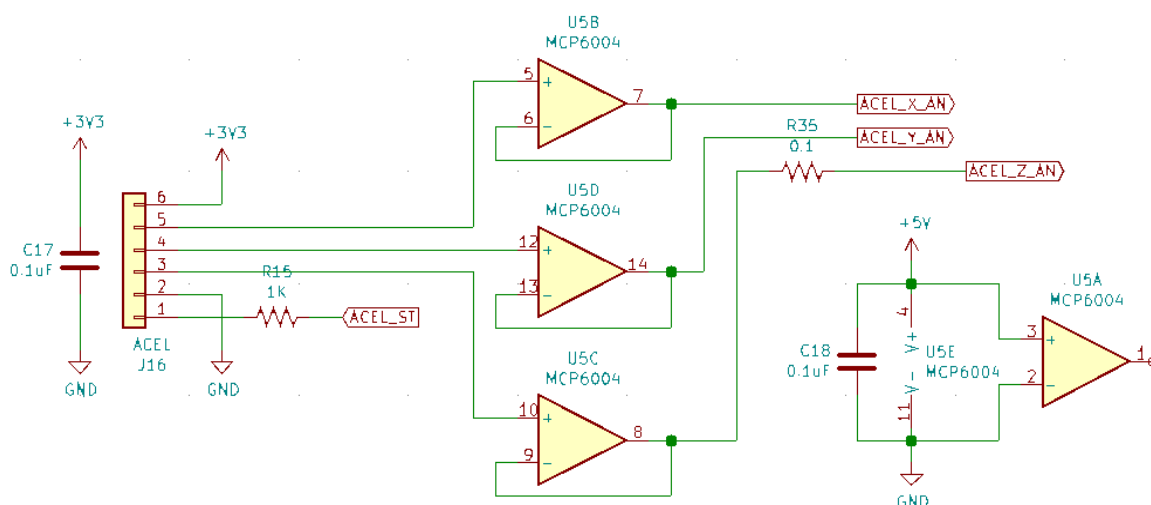


Figura 3.25. Circuito para el acondicionamiento y medición del acelerómetro.

Fuente: Elaboración propia.

Cada salida de este circuito se conecta a cada una de las entradas analógicas del microcontrolador rotuladas como ACCEL_X_AN, ACCEL_Y_AN, ACCEL_Z_AN. El pin ACCEL_ST no viene implementado en el dispositivo a utilizar, pero podría ser usado a futuro según sea requerido.

3.1.5. SENSORES AMBIENTALES

Los parámetros ambientales escogidos, son la temperatura (TA) y la humedad relativa ambiental (HR), pues son parámetros importantes para el desarrollo del prototipo, el poder determinar y controlar los factores ambientales (TA y HR) durante el estado sueño – vigilia del lactante. Por ello, la elección del sensor ambiental debe de ser compatible con el

microcontrolador. En la tabla 3.9 se muestran las diversas características para la elección del sensor.

Tabla 3.9. Tabla comparativa de los sensores ambientales.

PARAMETROS	SENSORES AMBIENTALES (TA° HR)					
	DHT22		SHT15		DHT11	
FUENTE DE ALIMENTACIÓN	3.3 - 6 V DC		2.4 – 5.5 V DC		3.3 - 6 V DC	
CORRIENTE	1.5 mA		1.0 mA		1.5 mA	
SEÑAL DE SALIDA	SEÑAL DIGITAL		SEÑAL DIGITAL		SEÑAL DIGITAL	
RANGO DE OPERACIÓN	0 - 100 % RH	-40 °C – 125°C	0 - 100 % RH	-40°C – 123,8°C	20 - 80 % RH	0 °C – 50°C
EXACTITUD	+/- 2 % RH	+/- 0.5 C°	+/- 2 % RH	+/- 0.3 C°	+/- 5 % RH	+/- 2 C°
SENSIBILIDAD	0.1 % RH	0.1 C°	0.05 % RH	0.01 C°	0.1 % RH	0.1 C°
REPITIBILIDAD	+/- 0.1% RH	+/- 0.2 C°	+/- 0.1 % RH	+/- 0.1 C°	+/- 0.1% RH	+/- 0.2 C°
PRECIO (SOLES)	12.51		16.79		11.50	

Fuente: Elaboración propia.

Con los parámetros antes mencionados en la tabla 3.9 de cada sensor ambiental, se decidió trabajar con el sensor DHT22, pues tiene un precio accesible, comercial, un bajo consumo de corriente, baja alimentación de voltaje, mejor rango de temperatura, buena exactitud de temperatura y humedad relativa, y sobre todo cumple con las características deseadas para el desarrollo del prototipo. Por otro lado, el sensor permite registrar la temperatura y la humedad mediante el protocolo MaxDetect, el cual trabaja con 1 solo pin de datos que se conecta a una entrada digital del DSPIC. El sensor DHT22 es pequeño y compacto, además tiene una larga distancia de transmisión (20 m) que permite adaptarse a todo tipo de aplicaciones que requieran robustez y uso prolongado.

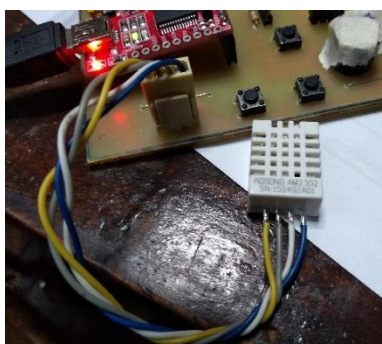


Figura 3.26. Sensor DHT22 montado en el prototipo para captar las variables ambientales (humedad relativa y temperatura).

Fuente: Elaboración propia.

Por otro lado, se utilizará el protocolo de la datasheet del sensor DHT22 (protocolo de transmisión serial) para la comunicación con el microcontrolador, el cual trabajará con el puerto DATA del sensor. Dicho puerto permitirá enviar las instrucciones y recibirá la información solicitada; por lo tanto, es un canal bidireccional.

Para iniciar la comunicación, el microcontrolador debe poner el bus (pin DATA) a 0 por 1 ms y luego colocar a 1 por 40 μ s, después debe configurarse como entrada para esperar la respuesta del sensor. El sensor detecta la petición en el bus y toma control del mismo para ponerlo a 0 por 80 μ s, luego lo pone a 1 por 80 μ s para indicar al microcontrolador que vienen a continuación los datos.

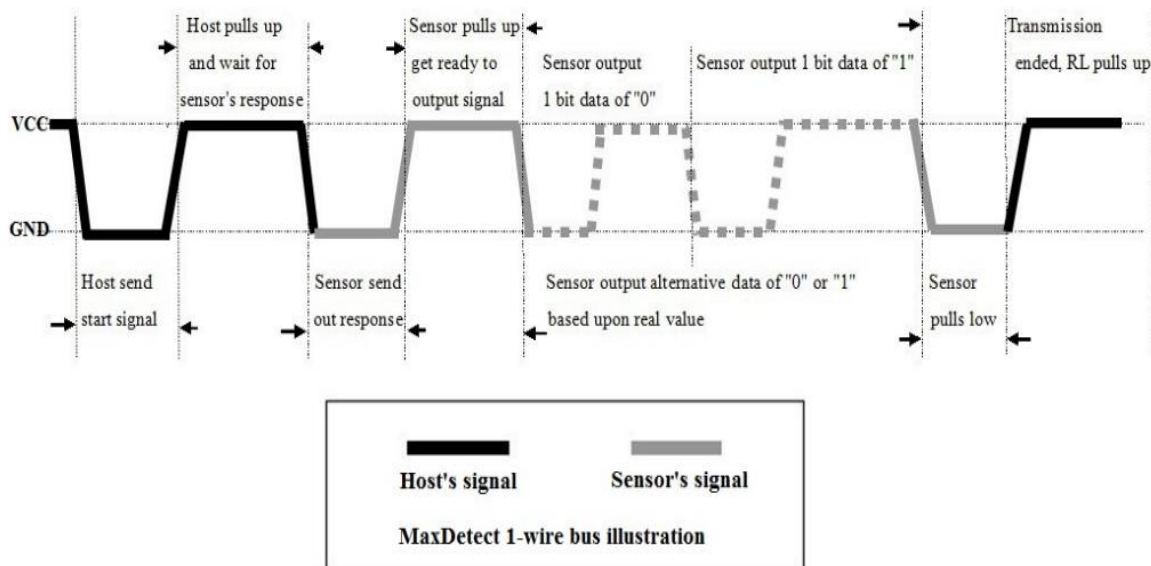


Figura 3.27. Maxdetect con la señal de anfitrión y la señal del sensor.
Fuente: (Sensirion, 2008).

Los datos están comprendidos por 5 bits: 2 bits para la humedad, 2 bits para la temperatura y 1 bit para el checksum. Toda la información llega en bits, donde se tiene un primer pulso a 0 de duración de 50 μ s y la duración del segundo pulso a 1, determina si se trata de un 1 o un 0 lógico (70 μ s o 28 μ s).

Una vez recibido los 5 bytes, en los bytes 0-1 están los datos de la humedad, y en los bytes 2-3 están los datos de la temperatura y para obtener las magnitudes físicas hay que hacer lo siguiente:

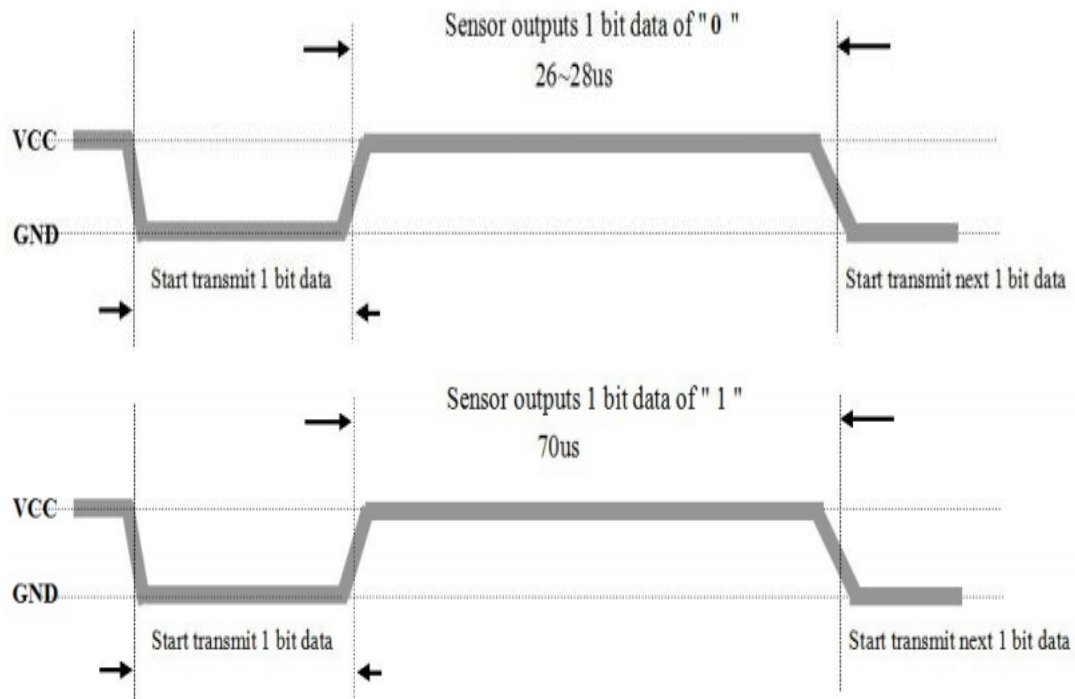


Figura 3.28. Primer pulso "0" durante 50 μ s y segundo pulso "1" durante 70 μ s.
Fuente: (Sensirion, 2008).

$$\text{Número} = \text{BYTE1} (\text{BYTE} \ll 8)$$

$$\text{temperatura} = \frac{\text{número}}{10.0}$$

Ecuación 13. Fórmula para determinar la humedad relativa del sensor DHT22.

$$\text{Número} = \text{BYTE3} (\text{BYTE2} \ll 8)$$

$$\text{temperatura} = \frac{\text{número}}{10.0}$$

Ecuación 14. Fórmula para determinar la temperatura ambiental del sensor DHT22.

Etapas de acondicionamiento para la medición de la temperatura ambiental y humedad relativa ambiental

Para esta etapa de acondicionamiento, el sensor DHT22 se conecta directamente al microcontrolador (ver figura 3.29), el cual requiere una resistencia Pull Up para polarizar a 1 lógico el bus, cuando ambos dispositivos (sensor y microcontrolador) se encuentren sus pines en modo entrada.

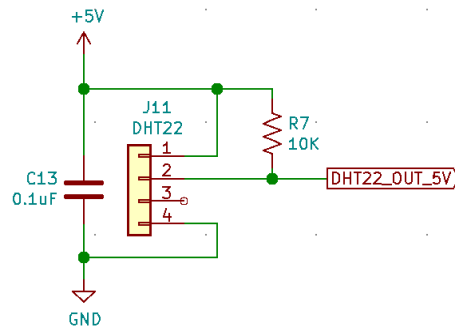


Figura 3.29. Circuito para el acondicionamiento y medición del sensor ambiental.
Fuente: Elaboración propia.

3.2. ETAPA DE REALIMENTACION DEL PROTOTIPO

3.2.1. MICROMOTORES

Para la etapa de realimentación del prototipo, durante la disminución de la frecuencia respiratoria del neonato (< 20 respiraciones por minuto), se utilizarán actuadores tipo micromotores que trabajan a 3.3 V, incorporados en el chaleco del lactante a la altura del abdomen, los cuales provocarán un micro despertar al lactante durante el estado de sueño – vigilia, de esta forma se preveerán los casos de SMSL. Según sus respectivos fabricantes, los actuadores utilizados presentan las siguientes características:

- Tamaño: 10 mm [+/- 0.1] / 3.4 mm [+/- 0.1] (diámetro y longitud)
- Voltaje de operación: 2.5 v – 3.8 v
- Velocidad: 12,200 rpm [+/- 2500]
- Corriente de funcionamiento: 63 mA
- Amplitud de vibración: 1.38 G



Figura 3.30. Micromotores montados en el prototipo
Fuente: Elaboración propia.



Figura 3.31. Ubicación de los micromotores incorporados en el chaleco.
Fuente: Elaboración propia.

Etapas de acondicionamiento para la activación de los micromotores ante un evento adverso ocurrido

El circuito propuesto para la etapa de realimentación, consiste en manejar los disparos mediante un driver implementado con un mosfet de canal N (transistor), el cual conmutará la señal de GND para el micromotor, de tal forma que el pin del microcontrolador no se sobrecargue con dicho actuador, sino con el mosfet. Estos semiconductores tienen un mejor comportamiento respecto al manejo de corrientes debido a sus propiedades frente a los transistores, como por ejemplo, se traduce en la disipación de temperatura debido a su juntura. La señal de control proviene directamente del microcontrolador, cuyo pin se configura como salida y se han seleccionado pines con capacidad de generar señales PWM para el escenario indicado. En la bornera de conexión del motor se ubican un diodo en polaridad reversa y un capacitor para eliminar posibles picos o ruidos electromagnéticos del motor.

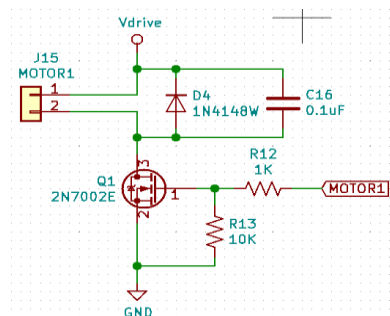


Figura 3.32. Circuito para el acondicionamiento de los micromotores.
Fuente: Elaboración propia.

3.3. MICROCONTROLADOR

El microcontrolador es la etapa principal del prototipo, debido a que se encarga de recepcionar la información obtenida de los sensores propuestos para luego procesarla y compararla con los valores que se requieren para evitar los casos de SMSL. Para la elección del microcontrolador más apropiado que requerirá el prototipo, se ha considerado comparar las siguientes características mostradas en la tabla 3.10:

Tabla 3.10. Tabla comparativa de los microcontroladores.

DISPOSITIVO	MEMORIA DE PROGRAMA (KB)	MEMORIA DE DATOS (KB)	PINES REMAPEABLES	MÁX. FRECUENCIA	OSCILADOR INTERNO	UART	ADC	PWM	INT EXTERNAL	INPUT CAPTURE	ENCAPSULADO	PRECIO \$
DSPIC33EP128G P504	128	16	SI	60	SI	SI	SI	SI	SI	SI	TQFP	3.27
DSPIC30F4013	48	2	NO	30	SI	SI	SI	SI	SI	SI	DIP	5.71
PIC18F4550	32	2	NO	12	SI	SI	SI	SI	SI	SI	DIP	4.60
PIC16F877A	14.3	0.3	NO	5	NO	SI	SI	SI	SI	SI	DIP	5.08
ATMEGA328P	32	2	NO	20	NO	SI	SI	SI	SI	SI	DIP	2.14
ATMEGA2560	256	8	NO	16	NO	SI	SI	SI	SI	SI	TQFP	12.2

Fuente: Elaboración propia.

Con las características mencionadas en la Tabla 3.10, se decidió trabajar con el DSPIC 33EP128GP504, puesto que posee una memoria de datos de 16 KB en comparación con los otros dispositivos de la tabla, además permite capturas analógicas y procesamiento matemático a 60MIPS (aproximadamente 120 Mhz).

Por otro lado, se ha elegido trabajar dicho DSPIC con un encapsulador superficial TQFP de 44 pines, debido a que ocupa muy poco espacio en la placa, en comparación con los otros dispositivos señalados en la tabla. Además, otro factor importante que se tomó en cuenta, es que los demás dispositivos existentes en la Tabla 3.10 no eran seguros, ya que no soportaban todo el procesamiento requerido para la aplicación del prototipo.

3.3.1. CARACTERISTICAS DEL DSPIC 33EP128GP504

Dadas las necesidades del desarrollo y diseño del prototipo, el DSPIC elegido presenta varias características como son las siguientes:

- El núcleo (CPU) del DSPIC está diseñado para el desarrollo de algoritmos de filtro digital y lazos de control digital con precisión de alta velocidad, los cuales son ideales para las aplicaciones que necesitan funcionar a baja presión.
- Contiene una arquitectura de 16 bits e implementa mejoras para la programación en lenguaje C, orientados a sistemas embebidos.
- No requiere cristal externo, debido a que contiene un oscilador interno para usar al máximo la frecuencia de trabajo (60 MIPS).
- Presenta una gran cantidad de periféricos disponibles entre 21 y 53, en función del modelo seleccionado.
- Presenta PWM de alta velocidad, además contiene hasta tres PWM con temporización independiente y presenta una resolución PWM 7.14 ns.
- Ocupa muy poco espacio (10mm x 10mm), además trabaja a 3.3 V, pero tiene algunos pines que toleran como entrada de señales de 5 V.



Figura 3.33. DSPIC 33EP128GP504
Fuente: Microchip, 2019.

3.3.2. ETAPAS PRINCIPALES QUE INTERVIENEN EN EL DSPIC 33EP128GP504

El circuito del DSPIC utilizado, implementa todas las conexiones propuestas, donde se puede observar que se han usado casi la totalidad de pines de su encapsulado, dejando libres solamente 4 pines, los cuales han sido utilizados para medir el consumo de ciclos de instrucción de los procesos de captura de señales.

También se implementó el bus de programación/depuración conocido como ICSP que se conecta con el grabador PICKIT3 para transferirle el programa escrito en lenguaje C desde el MPLABX, vía puerto USB.

Como sabemos el DSPIC 33EP128GP504 posee diversos periféricos que fueron aprovechados para implementar el sistema, los cuales son:

- **UART:** Utilizado para la comunicación Bluetooth.
- **ADC:** Utilizado para capturar las señales analógicas provenientes de todos los sensores.
- **PWM:** Utilizado para generar voltajes de referencia en los circuitos de la frecuencia cardiaca y frecuencia respiratoria.
- **INT EXTERNAL:** Utilizado para capturar la frecuencia de las señales de la frecuencia cardiaca y frecuencia respiratoria.
- **INPUT CAPTURE:** Utilizado para capturar los tiempos de los pulsos del sensor DHT22.

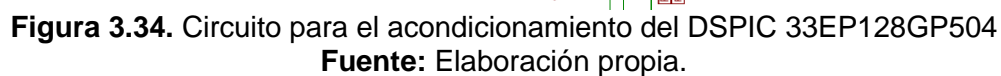
3.3.3. ETAPA DE PROGRAMACIÓN DEL MICRCONTROLADOR

En esta etapa el DSPIC 33EP128GP504 se va encargar de dominar el trabajo en el bloque del ADC, la fase de realimentación y los diversos periféricos utilizados.

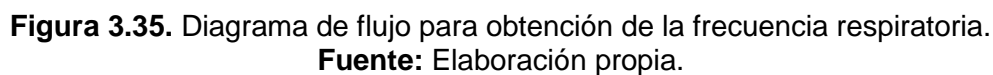
Asimismo, permitirá comunicarse con el módulo Bluetooth para enviar los datos al software.

Toda la programación será desarrollada en lenguaje C.

A continuación, se mostrarán los diagramas de flujo paso a paso, que corresponden a esta etapa:



En la figura 3.35 se muestra el diagrama de flujo para la obtención de la frecuencia respiratoria con sus respectivos bloques de desarrollo.



Captura de muestras de la frecuencia respiratoria

Para el inicio de la captura de muestras de la frecuencia respiratoria, en cada 500 μ s se acumula una lectura del sensor (FSR), lo cual se realiza durante 256 iteraciones resultando un tiempo de 128 ms, tal como se muestra en el siguiente diagrama de flujo. Luego de este tiempo se inicia el bloque del procesamiento.

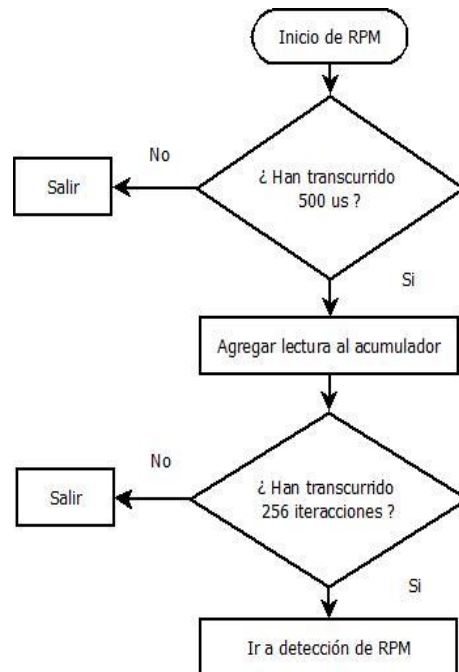


Figura 3.36.Diagrama de flujo para la captura de muestra de la frecuencia respiratoria.

Fuente: Elaboración propia.

Procesamiento de la frecuencia respiratoria

En el diagrama de flujo para la detección de la frecuencia respiratoria, se procesa el valor del acumulador para obtener el promedio de la lectura. Luego, se halla la diferencia con la anterior lectura y se verifica si es mayor que 5 veces la resolución del ADC. Posteriormente se identifica si se está desarrollando una pendiente de subida o de bajada en la señal. En caso detecta una pendiente de bajada, se inicia un contador de 1.28seg (10 x 128 ms) para filtrar señales con pendientes menores a este tiempo. Cuando se cumple esta condición se incrementa el contador de RPM, el cual refleja las respiraciones por minuto.



Figura 3.38. Diagrama de flujo de la transmisión de datos de la frecuencia respiratoria a la unidad de interfaz gráfica.

Fuente: Elaboración propia

Obtención de la frecuencia cardiaca

En el diagrama de flujo mostrado en la figura 3.39, se obtendrá la frecuencia cardiaca con sus respectivos bloques de desarrollo.

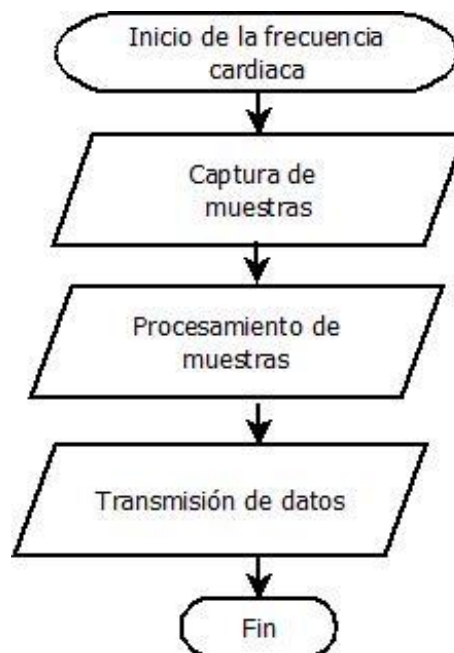


Figura 3.3912. Diagrama de flujo para la obtención de la frecuencia cardíaca.

Fuente: Elaboración propia.

Captura de muestras de la frecuencia cardiaca

Para la captura de muestras de la frecuencia cardiaca, en cada 500 μ s se agrega una lectura en el acumulador con 32 iteraciones, resultando un tiempo de 16 ms, como se muestra en la figura 3.40. Luego de este tiempo, se inicia el bloque del procesamiento.

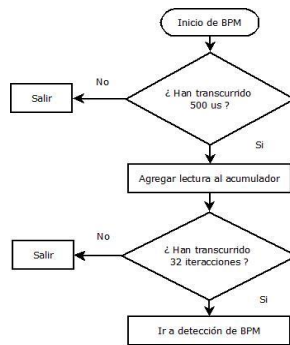


Figura 3.40. Diagrama de flujo para la captura de muestra de la frecuencia cardiaca.
Fuente: Elaboración propia.

Procesamiento de muestras de la frecuencia cardiaca

En el diagrama de flujo de la figura 3.41, se procesa el valor del acumulador cada 16 ms para obtener el promedio de la lectura. Las lecturas se irán guardando en un contenedor de 1024 elementos donde se busca el máximo y mínimo de las lecturas. Dentro de dicho contenedor, deberá existir por lo menos dos periodos completos de la frecuencia cardiaca del lactante, donde el objetivo de hallar el máximo y mínimo de dichas lecturas es para encontrar el nivel de voltaje en la señal por debajo de la onda QR en un 10%. Este valor hallado sirve para configurar el duty cycle de la señal PWM, el cual lleva en su salida un filtro pasa bajo con lo que se obtendrá un voltaje de referencia para la comparación con la señal de la frecuencia cardiaca que está ingresando en ese momento.

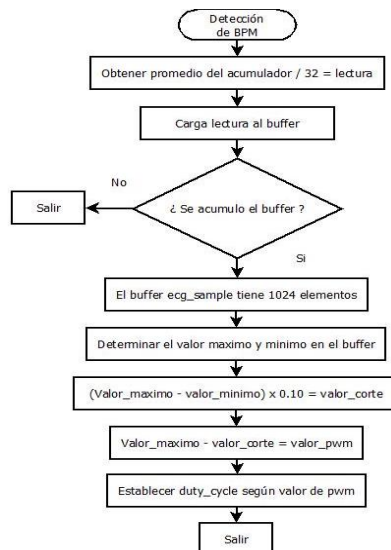


Figura 3.41. Diagrama de flujo para el procesamiento de muestras obtenidas de la frecuencia cardiaca.
Fuente: Elaboración propia.

Por último, en la salida del comparador mencionado, aparecerán pulsos que están sincronizados con la onda QR, los cuales son capturados por una interrupción externa, el cual a su vez incrementa el contador de BPM que refleja los latidos por minuto.

Transmisión de datos de la frecuencia cardiaca

Para la transmisión de datos de la frecuencia cardiaca, se actualizará cada 60 segundos y se mostrará en la unidad de interfaz gráfica (GUI), tal como se muestra en el siguiente diagrama de flujo.

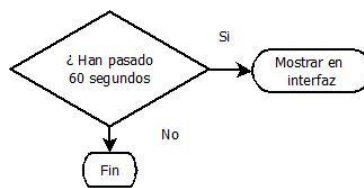


Figura 3.42. Diagrama de flujo de la transmisión de la frecuencia cardiaca en la interfaz gráfica.

Fuente: Elaboración propia.

Obtención de la temperatura corporal

En el siguiente diagrama de flujo se muestran los bloques de desarrollo para la obtención de la temperatura corporal.

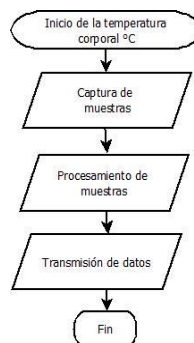


Figura 3.43. Diagrama de flujo para la obtención de la temperatura corporal.

Fuente: Elaboración propia

Captura de muestras de la temperatura corporal

En este bloque de captura de muestras de la temperatura corporal, en cada 500 μ s se ingresa a una función, en la cual se agregan 1024 iteraciones en el acumulador, resultando un tiempo de 512 ms, tal como se muestra en el siguiente diagrama de flujo.

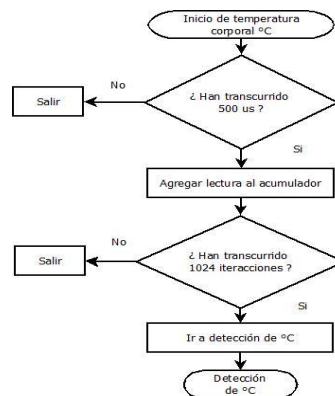


Figura 3.44. Diagrama de flujo para la captura de muestras de la temperatura corporal.
Fuente: Elaboración propia.

Procesamiento de muestras de la temperatura corporal

En el diagrama de flujo para comenzar el procesamiento de muestras, se procesa el valor del acumulador permitiendo hallar el promedio de lectura. Esta lectura refleja el voltaje existente en el puente Wheastone, entonces para obtener la resistencia del sensor de temperatura se empleará una fórmula de conversión. Luego, el valor de la resistencia se tabula con los valores señalados en la Tabla 3.7, para hallar la temperatura que registra el sensor.

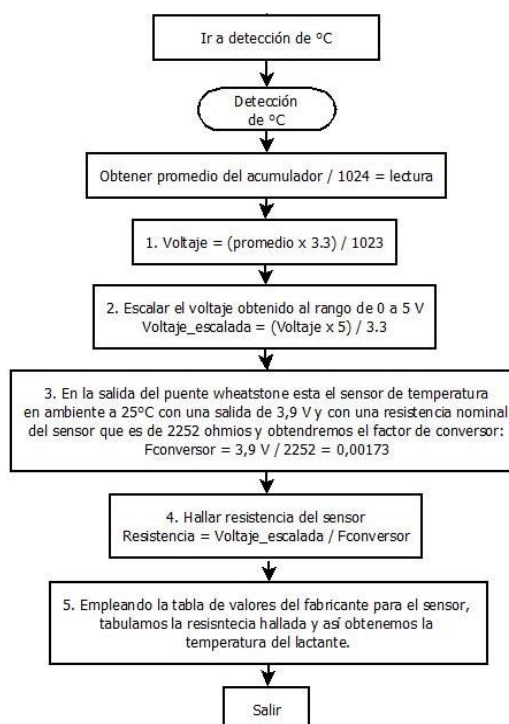


Figura 3.45. Diagrama de flujo del procesamiento de muestras en el microcontrolador para la temperatura corporal.
Fuente: Elaboración propia.

Transmisión de datos de la temperatura corporal

Para la transmisión de datos cada segundo la función actualizará el contador de la temperatura del lactante y se mostrará en la interfaz gráfica.



Figura 3.46. Diagrama de flujo de la transmisión de datos de la temperatura corporal.
Fuente: Elaboración propia.

Obtención de la posición del lactante

Para este diagrama de flujo, se desarrollan diferentes bloques para verificar la postura del lactante con el acelerómetro triaxial.

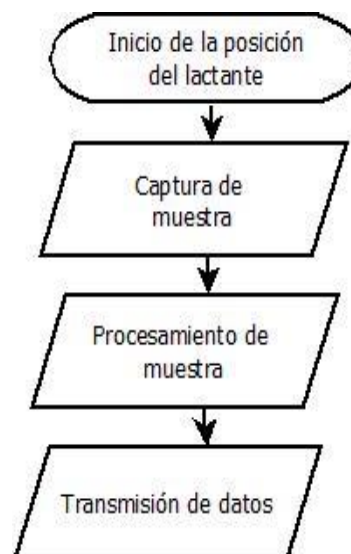


Figura 3.47. Diagrama de flujo para la detección de las posturas del lactante.
Fuente: Elaboración propia.

Obtención de la postura del lactante

En el siguiente diagrama de flujo para la obtención de la postura del lactante, en cada 500 μ s se ingresa a una función, en la cual se agregan 1024 iteraciones en el acumulador, resultando un tiempo de 512 ms.

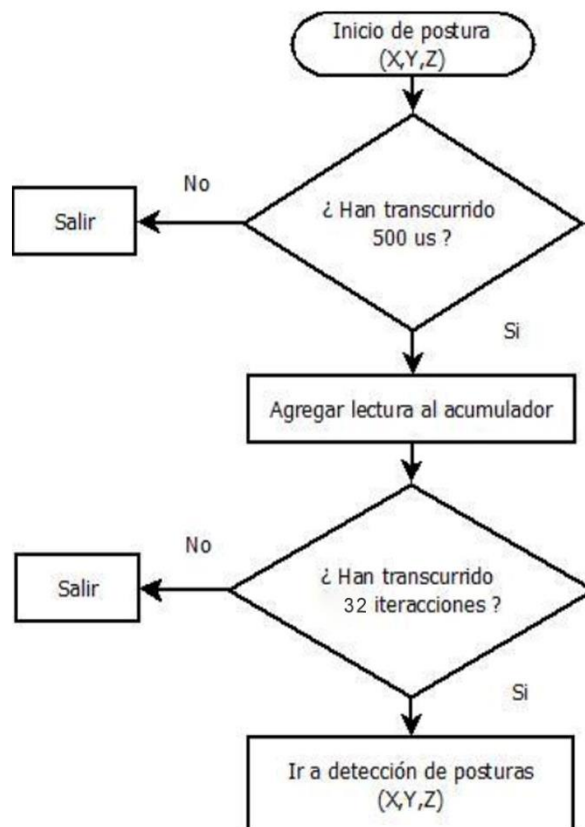


Figura 3.4813. Diagrama de flujo para la captura de postura del lactante en los ejes tridimensionales X, Y, Z.
Fuente: Elaboración propia.

Procesamiento de muestras de la postura del lactante

En el diagrama de flujo desarrollado para la detección de posición (ver figura 3.48), dependiendo de los valores “X” y “Z”, se ejecutará una función determinada de postura, tal como se describe a continuación:

- $450 < X < 550 - 580 < Z < 480$, se encargará de llamar a la función decúbito dorsal.
- $450 < X < 550 - 380 < Z < 480$, se llamará a la función decúbito prono.
- $550 < X < 650 - 480 < Z < 580$, se llamará a la función decúbito lateral derecho.
- $350 < X < 450 - 480 < Z < 580$, se encargará de llamar la función decúbito lateral izquierdo.

En ese sentido, cada función indicada será actualizada y mostrada en la unidad grafica interfaz (GUI) del usuario. Finalmente se procesa el valor del acumulador y se obtiene el promedio de la lectura.

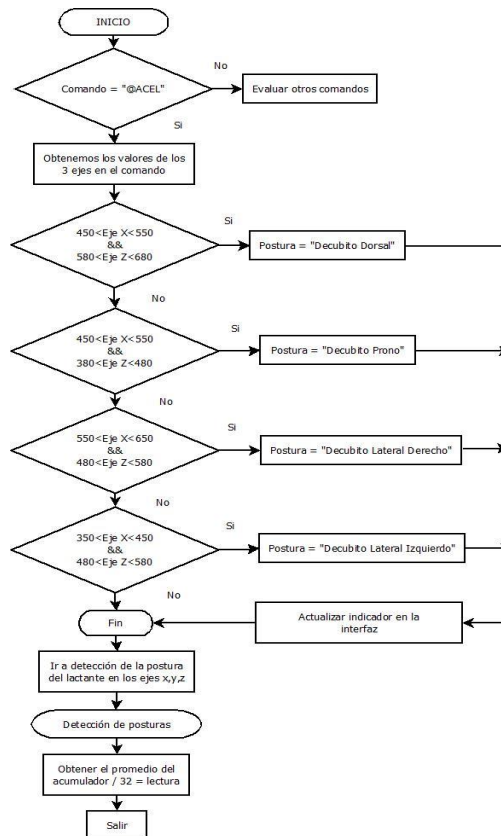


Figura 3.4914. Diagrama de flujo del procesamiento de muestras en el microcontrolador para la postura del lactante en los ejes X, Y, Z.

Fuente: Elaboración propia.

Transmisión de datos de la postura del lactante

Cada 250 ms, la función actualizará los datos de la postura del lactante permitiendo mostrarse en la interfaz gráfica, tal como indica en el siguiente diagrama de flujo.

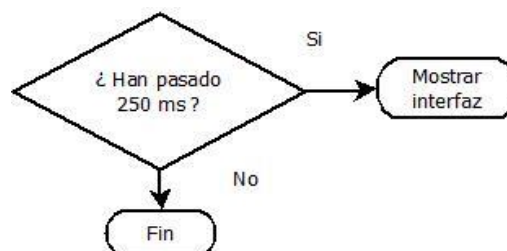


Figura 3.50. Diagrama de flujo de la transmisión de datos de la postura del lactante.

Fuente: Elaboración propia

Obtención de la humedad relativa y temperatura ambiental

En la figura 3.51, se desarrolla el diagrama de flujo para la detención de la temperatura ambiental y la humedad relativa, donde cada dos segundos se procederá llamar a la

función para que el microcontrolador esté en modo de transmisión e inicie el flanco de aviso, luego se activará la función que permita colocar el microcontrolador en modo de recepción y reciba los 42 flancos del sensor. Posteriormente, se activa el protocolo “one wire” para determinar y calcular los valores de la temperatura ambiental y de humedad relativa, para luego mostrar el valor obtenido en la interfaz correspondiente.

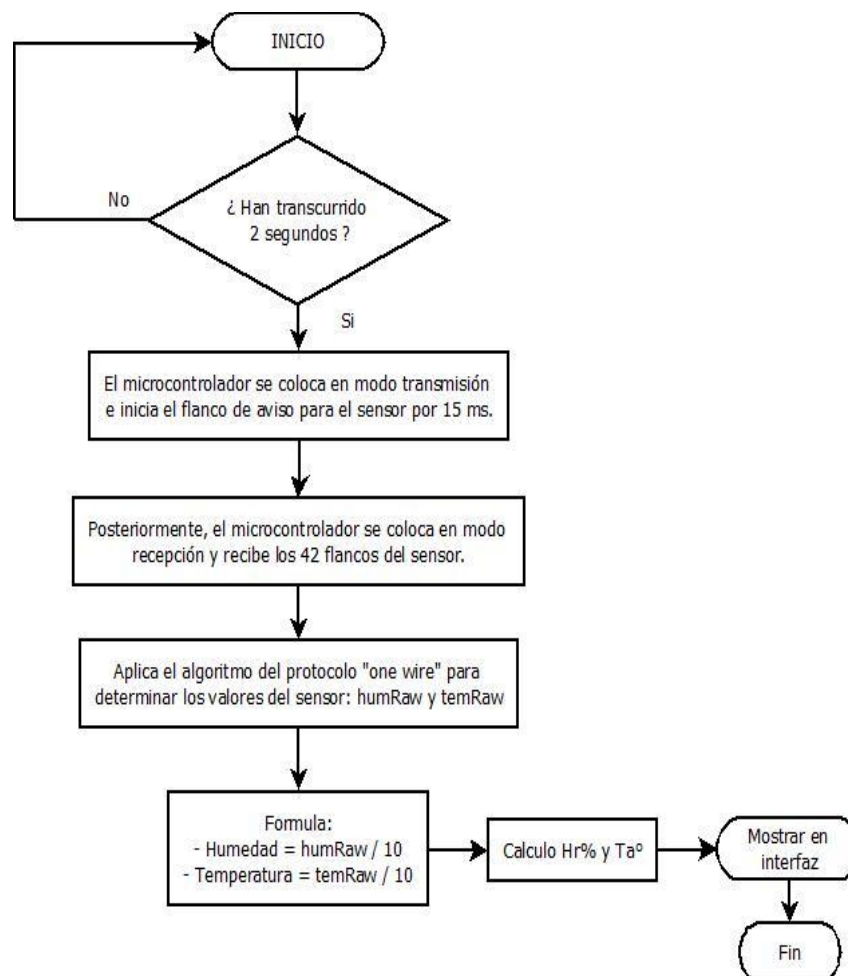


Figura 3.51. Diagrama de flujo para la detección de la temperatura ambiental y la humedad relativa.

Fuente: Elaboración propia.

Detección de la etapa de realimentación

El diagrama de flujo para la detección de la etapa de realimentación, indica que cada vez que exista una disminución de la frecuencia respiratoria a menos de veinte respiraciones por minuto, el microcontrolador activará la función correspondiente que permitirá activar los micromotores.

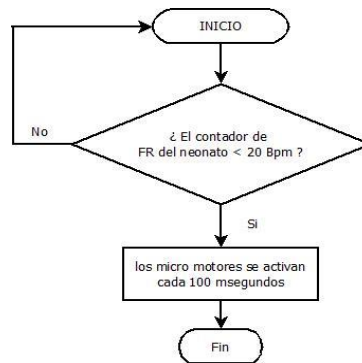


Figura 3.52. Diagrama de flujo para la detección de los micromotores.
Fuente: Elaboración propia.

3.4. TRANSMISION Y RECEPCION DE DATOS MEDIANTE BLUETOOTH

En la figura 3.53, se observa el diagrama de flujo del módulo Bluetooth, donde dependiendo de la recepción de bytes, se llama a la función que permitirá procesar los bytes provenientes de la interrupción UART del DSPIC. En caso contrario, la función transmitirá los bytes nuevamente a través del UART, permitiendo la comunicación entre el módulo Bluetooth y la laptop del usuario.

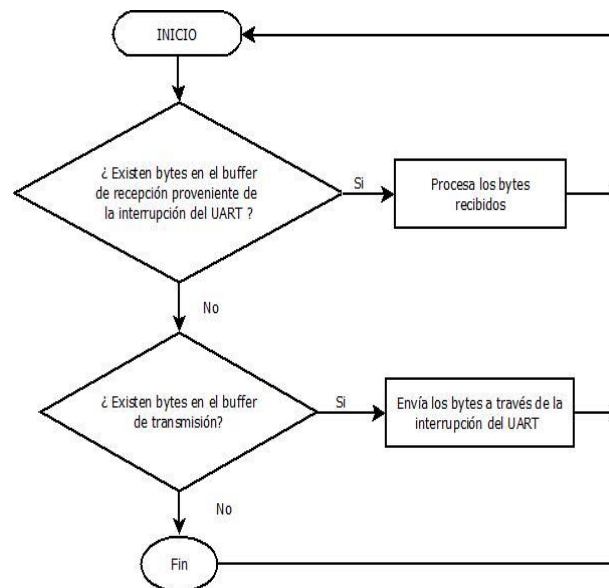


Figura 3.53. Diagrama de flujo para la recepción y transmisión de datos en el módulo Bluetooth.

Fuente: Elaboración propia

3.4.1. COMUNICACIÓN DEL MODULO BLUETOOTH

Para la comunicación serial, se utilizará un módulo BT (Bluetooth), el cual trabajará directamente con los pines del DSPIC; permitiendo enviar los datos de los sensores en

forma inalámbrica al módulo BT de la computadora y los datos recibidos serán procesados mediante un programa. En la tabla 3.11, se muestran las diversas características para la elección del módulo BT.

Tabla 3.11. Tabla comparativa de los módulos Bluetooth.

PARAMETROS	MODULOS	
	HC-05	CC2540
VOLTAJE DE OPERACIÓN (V)	1.8 - 3.6 V	2 - 3.6 V
CONSUMO DE CORRIENTE (mA)	50 mA	19 mA
VELOCIDAD SINCRONICA (MBPS)	1 MBPS	1 MBPS
FRECUENCIA	2.4 – 2,48 GHZ	2.4 – 2,48 GHZ
POTENCIA DE TRANSMISION	CLASE 2 < 4 dbm	CLASE 2 < 4 dbm
PRECIO (SOLES)	19.61	99. 30

Fuente: Elaboración propia.

Con las características mencionadas en la tabla anterior, se decidió trabajar con el módulo HC – 05, pues en su placa incluye un regulador de 3.3 V, permitiendo alimentar el módulo con un voltaje entre 3.6 V – 6 V, además tiene un rango de 10 m (opcionalmente 100 m con repetidores), operando con una frecuencia de radio de 2.4 Ghz a 2.48 Ghz.

Asimismo, también transmite en Full Duplex con un máximo de 1600 saltos por segundo; estos saltos de frecuencia se dan entre un total de 79 frecuencias con intervalos de 1 Mhz, lo cual permite obtener seguridad y robustez.

Por otro lado, dicho módulo viene configurado de fábrica para trabajar en modo esclavo, es decir, preparado para escuchar peticiones de conexión, pero también se podría configurarlo para trabajar en modo maestro utilizando comandos AT.

La ventaja importante del módulo HC-05, es que queda libre del procesamiento intenso que involucra el protocolo Bluetooth, puesto que por sí mismo se encargará de todas estas labores, permitiendo que el DSPIC del prototipo se ocupe de tan solo recibir y enviar datos que se requieran transferir ala GUI. Además, este módulo tiene un precio bastante accesible (alrededor de 20 soles).



Figura 3.54. Módulo HC – 05 montado en el prototipo para la comunicación inalámbrica.
Fuente: Elaboración propia.

3.4.2. ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO PARA EL MODULO BLUETOOTH

El circuito propuesto consiste en emplear casi todos los pines del módulo HC-05 para establecer un correcto control de la comunicación, para ello el principal periférico a ser empleado será la comunicación UART del DSPIC. Dicha comunicación serial estará compuesta por los pines HC05_TX y HC05_RX, los otros dos pines HC05_KEY y HC05_STA servirán para ver el estado del módulo y para pasar al modo de comandos AT. También se puede apreciar la conexión a 5V y a GND.

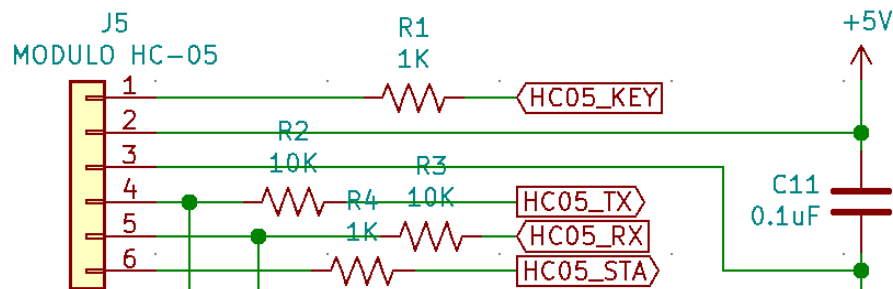


Figura 3.55. Circuito para el acondicionamiento del módulo HC – 05.
Fuente: Elaboración propia

3.5. DESARROLLO DEL APLICATIVO

Para la etapa del aplicativo es necesario obtener los datos numéricos y gráficos de los sensores del prototipo, el cual permitirá al usuario poder visualizar en una interfase gráfica de usuario (GUI), el estado de salud del lactante en tiempo real durante el estado sueño – vigilia. En ese sentido, para el desarrollo del aplicativo se utiliza la plataforma IDE Eclipse, la cual presenta una síntesis sencilla y de código abierto, utilizando lenguaje de programación Python para crear las librerías como Pyserial que ayudará a ingresar a los puertos “COM” de la computadora, así como la librería Tkinter donde se desarrolla la

interfaz gráfica de usuario (GUI) que permitirá visualizar y representar en tiempo real, los valores de interés como la frecuencia cardiaca, la frecuencia respiratoria, la posición del lactante, la temperatura corporal, la humedad relativa, la temperatura ambiental, y la librería Matplotlib, la cual permitirá generar los gráficos correspondientes a partir de los datos obtenidos en la frecuencia cardiaca y en la frecuencia respiratoria visualizados en la GUI.

3.5.1. FUNCIONAMIENTO DEL APLICATIVO

El aplicativo desarrollado recopila los datos enviados por medio del módulo BT del prototipo, a través del puerto serial virtual mediante un hilo denominado Thread (que permite ejecutar dicha tarea de forma paralela). Dentro de este hilo se tendrá un bucle infinito que está siempre esperando una línea de datos (una línea de datos es una cadena que termina con los caracteres “carrige” y “return”) por dicho puerto. Para iniciar el aplicativo es necesario activar el módulo Bluetooth de la computadora, el cual solicitará vincularse con el módulo BT del prototipo denominado “KEVIN-HC05”. Una vez conectado, se ingresa al acceso directo del aplicativo “SENCAP.PY” ubicado en el escritorio del usuario, luego se abrirá una ventana y se seleccionará la opción “Buscar”; posteriormente se abrirá la pestaña “Puerto”, para encontrar finalmente el vínculo con el cual se conecta la computadora con el módulo BT del prototipo.

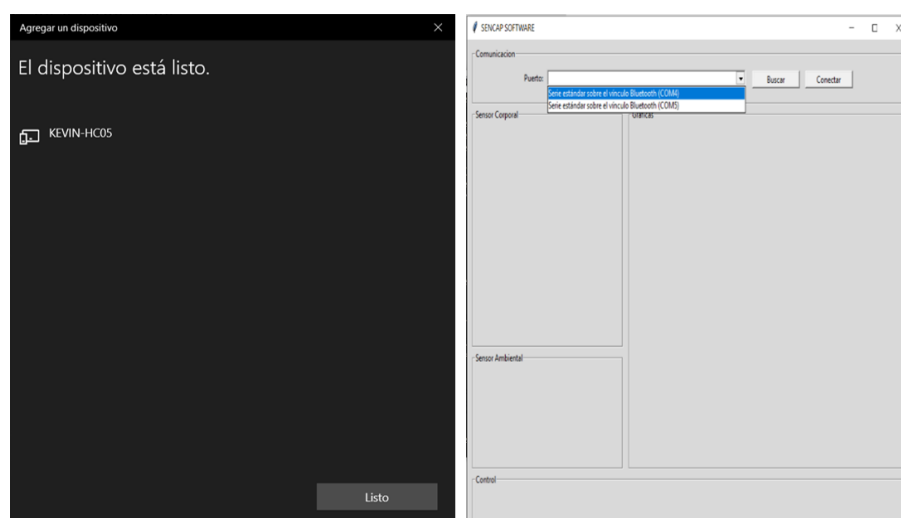


Figura 3.56. Lista del dispositivo Bluetooth y la elección del puerto para vincular con el módulo BT del prototipo.

Fuente: Elaboración propia.

Una vez encontrado, el puerto es necesario seleccionar la opción “Conectar”, el cual mostrará una ventana de mensaje “Puerto conectado” y se dará click en el botón “Aceptar”. Esto permitirá ingresar a la interfase grafica de usuario (GUI) para monitorizar la información obtenida del lactante durante el estado sueño – vigilia.

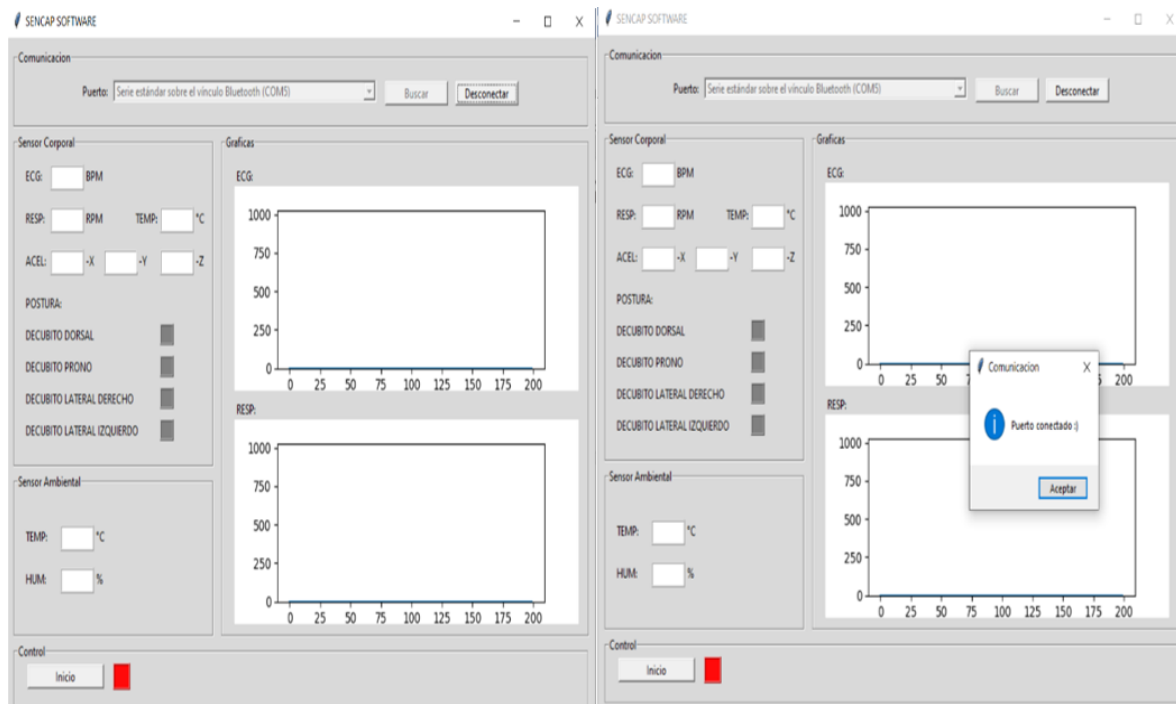


Figura 3.57. Interfaz gráfica de usuario (GUI) para la visualización en tiempo real de los datos obtenidos.

Fuente: Elaboración propia.

3.5.2. MODO DE ADQUISICIÓN DEL APLICATIVO

Para ingresar a la interfaz gráfica de usuario es necesario dar clic en la opción “Inicio”, el cual mostrará la adquisición de datos en tiempo real del lactante, como gráficas y valores numéricos. Para la medición de la frecuencia respiratoria y de la frecuencia cardiaca los datos numéricos se actualizan cada 60 segundos y los gráficos son actualizados cada 10 ms con una frecuencia de 100 Hz. Por otro lado, los valores de la temperatura del lactante varían cada segundo; mientras que la postura del lactante o neonato durante el estado sueño-vigilia se actualizan cada 250 ms y además la GUI cuenta con una alarma visual para cada postura tales como la decubito dorsal con indicador de color verde (postura

correcta), decubito prono con indicador de color rojo (postura incorrecta), decubito lateral derecho y decubito lateral izquierdo con indicador de color amarillo (postura de prevención), y finalmente para la medición de la temperatura ambiental y de la humedad relativa los datos se actualizan cada dos segundos. Para la etapa de realimentación, los micromotores se activan cada 100 ms; cuando detecte una disminución de la frecuencia respiratoria menor a 20 rpm.

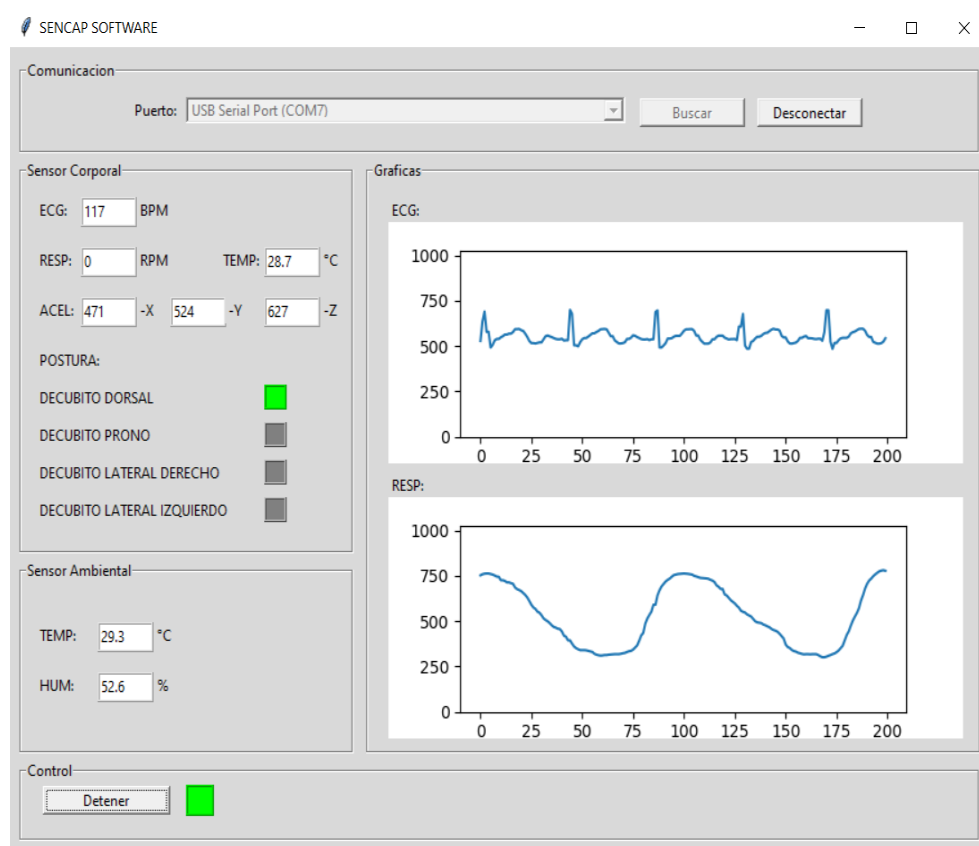


Figura 3.58. Interfaz gráfica de usuario (GUI) del prototipo.

Fuente: Elaboración propia.

Lo que se buscó para el diseño de la GUI, es que el procedimiento de monitorización de datos en tiempo real permita al usuario visualizar una interfaz amigable, intuitiva y de fácil uso, a fin de verificar el estado del lactante durante el ciclo sueño – vigilia.

3.6. ETAPA DE ALIMENTACIÓN DEL PROTOTIPO

La etapa de alimentación del prototipo ha tomado en cuenta, la batería que se encargará de suministrar la energía para el prototipo, un módulo regulador de voltaje que permitirá el

voltaje correcto para el funcionamiento de algunos sensores, y un elevador de voltaje para ciertas etapas que requieran de un voltaje adecuado para el funcionamiento del sistema tales como los amplificadores operaciones, el módulo de comunicación y el cargador de la batería, permitiendo aumentar el tiempo de uso del prototipo.

3.6.1. BATERÍA

Para el desarrollo del prototipo se empleará una batería 3.7 V de litio polímero marca “ZIFCONN 625068”; además la batería presenta las siguientes características:

- Tensión nominal a 3.7 V, baja resistencia y rápido tiempo de carga.
- Capacidad: 2500 mAh.
- Sobrecarga de voltaje 4.20 V +/- 0.05 V y sobre descarga la protección del voltaje 2.7 V +/- 0.1 V.
- Protección de sobre corriente 3.0 a 1.0 A (2.7 V a 4.25 V).
- Presenta una larga vida. Permite reutilizar hasta 500 veces.
- Se utiliza para aplicaciones de uso médico y en dispositivos médicos.



Figura 3.59. Batería 3.7 V – 2500 mAh montado en el prototipo.

Fuente: Elaboración propia.

3.6.2. REGULADOR DE VOLTAJE

Para alimentar el prototipo se utilizará una batería de 3.7 V, pero el sensor de la frecuencia cardiaca, el sensor de la temperatura y el acelerómetro requieren un voltaje de 3.3 V. Es

por ello que se utilizará un regulador de voltaje, que permitirá entregar una señal continua a los sensores. Por otro lado, un regulador de voltaje se encarga de aumentar o disminuir el voltaje en la salida, además que sea fijo dentro de un rango de corriente. En la tabla 3.12 se muestran las diversas características para la elección del regulador de voltaje.

Tabla 3.12. Tabla comparativa de los módulos de regulación de voltaje.

PARAMETROS	MODULOS	
	LM7805	LM1117
VOLTAJE DE ENTRADA (V)	7 – 35 V	15 V MAX
VOLTAJE DE SALIDA (V)	5 V	1.28 – 13.8 V
CORRIENTE MAXIMA	1.3 mA	800 mA
PRECIO (SOLES)	3.68	1.2

Fuente: Elaboración propia.

El módulo seleccionado para regular los voltajes en el prototipo es el LM1117, se decidió trabajar con este módulo debido a que presenta un bajo consumo de corriente, un voltaje de entrada máxima de 15 V. Por otro lado, también presenta una limitación de corriente y apagado térmico, también su módulo incluye una referencia de banda prohibida recortada Zener que permite la precisión del voltaje de salida alrededor de +/- 1% y además el factor más importante es el bajo precio en comparación con el módulo LM7805.



Figura 3.60. Regulador de voltaje LM1117 montado en la etapa de alimentación.

Fuente: Elaboración propia.

3.6.3. ELEVADOR DE VOLTAJE

El elevador de voltaje se encargará de brindar la alimentación de 3.7 V (batería) a 5 V, debido a que la etapa de comunicación, el sensor de la frecuencia respiratoria, el sensor ambiental y los amplificadores operacionales, requieren de un voltaje de alimentación superior que la batería. En tal sentido, el elevador de voltaje utilizado es el MT3608 de la marca AERSEMI y tiene las siguientes características:

- Voltaje de entrada de 2 V a 24 V
- Voltaje de salida hasta 28 V
- Eficiencia hasta 97%
- Límite de corriente del interruptor interno de 4 A
- Disponible en un paquete SOT23-6 de 6 pines



Figura 3.61. Módulo elevador de voltaje montado en el prototipo.
Fuente: Elaboración propia.

3.6.4. CARGADOR DE BATERIA

El módulo seleccionado para cargar la batería es TP4056 de la marca Nanjing Top Power Asic Corp, el cual permitirá recuperar la carga energética de la batería de 3.7 V que alimenta al prototipo en un tiempo de 30 minutos. Por otro lado, el módulo funciona con 5V y según el fabricante, posee las siguientes características:

- Presenta una corriente de carga programable hasta 1000 mA
- Permite tener una corriente y voltaje constante
- El módulo presenta un voltaje de carga de 4.2 V, con una precisión de 1.5%

- Tiene recarga automática y además una corriente de arranque suave
- Una de las principales características de este módulo es que no requiere Mosfet ni resistencia de detección o diodo de bloqueo



Figura 3.62. Módulo de carga de batería montado en el prototipo.
Fuente: Elaboración propia.

CAPITULO 4

PRUEBAS REALIZADAS Y RESULTADOS

4.1. MEDICIONES EN LA ETAPA DE ALIMENTACIÓN DEL PROTOTIPO

Para esta etapa, se probó la batería de 3.7 V, el regulador de voltaje con una salida de 4.05V y del elevador de voltaje con una salida de 5.05V, para ello se utilizó un multímetro digital el cual permitió medir los voltajes que ingresan al prototipo para su funcionamiento.

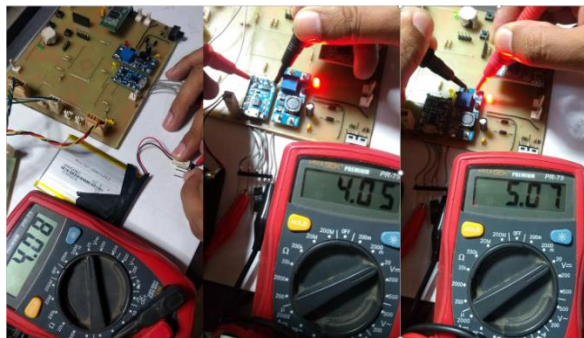


Figura 4.1. Medición de la etapa de alimentación del prototipo.
Fuente: Elaboración propia.

4.2. PRUEBAS DE ADQUISICIÓN DE LOS PARÁMETROS DEL PROTOTIPO

4.2.1. PRUEBA DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA

Para la frecuencia respiratoria, se obtendrá inicialmente la señal original, correspondiente a las variaciones del sensor de fuerza resistiva antes que ingrese al divisor de tensión, las cuales aun tienen presencia de ruido. Dicha señal se muestra en el gráfico 1.

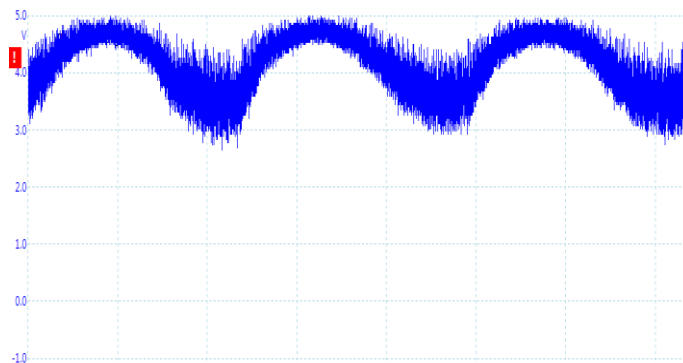


Gráfico 1. Variación del sensor de fuerza resistiva durante la respiración con una tensión de 5V.

Fuente: Elaboración propia.

Posteriormente como se muestra en el siguiente gráfico, se tiene la repuesta del sensor luego del divisor de tensión de 3.3 V y de la salida del comparador operacional proveniente de un filtro pasa bajo de 15 Hz.

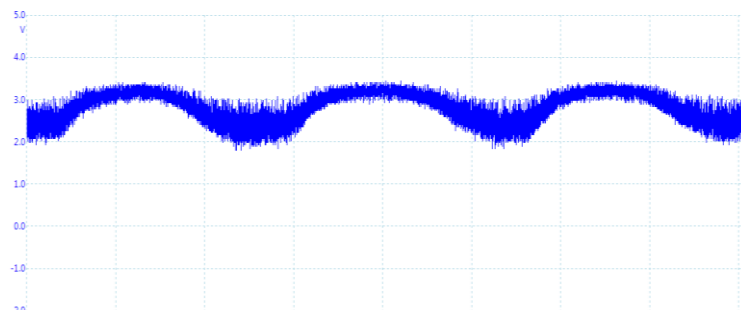


Gráfico 2. Repuesta del sensor respiratorio en la salida del comparador operacional.
Fuente: Elaboración propia.

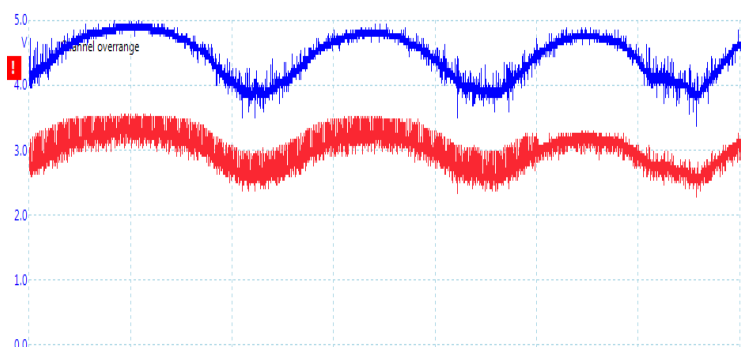


Gráfico 3. Señal que ingresa al procesador vs. señal en la salida del comparador operacional.
Fuente: Elaboración propia.

4.2.2. PRUEBAS DE LA FRECUENCIA CARDIACA

Para ejecutar las pruebas de la etapa de adquisición de la frecuencia cardiaca, es necesario utilizar un osciloscopio digital que permitirá obtener y visualizar la señal de la frecuencia cardiaca. Asimismo, se utilizará un simulador de paciente ECG TechPatient de He Instruments para obtener las señales de prueba, simulando la monitorización cardiaca del paciente, a través de las derivaciones estándar del ECG (ver figura 4.2). Como se mencionó anteriormente, en este prototipo se analizarán las variaciones numéricas y graficas de la frecuencia cardiaca, que implica la conexión de electrodos en el en el brazo derecho (RA), el brazo izquierdo (LA) y la pierna izquierda (LL). Para las pruebas, se

utilizarán diferentes valores para la frecuencia cardiaca, una amplitud de 2 mv y el ruido de línea eléctrica a 60 Hz, donde los cambios se hacen desde la interfaz del simulador.



Figura 4.2. Simulador de frecuencia cardiaca TechPatient de He Instruments para obtener diferentes valores de la frecuencia cardiaca.
Fuente: Elaboración propia.

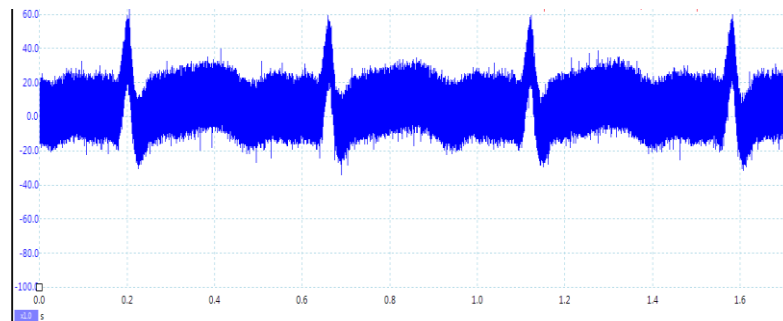


Gráfico 4. Señal obtenida antes de la etapa de amplificación y filtrado utilizando el simulador.
Fuente: Elaboración propia.

En el gráfico 4, se observa que es casi imposible divisar la señal ECG sin el posterior acondicionamiento de señal, debido al ruido de 60 Hz. No obstante luego, la señal mejora a través del amplificador de instrumentación y de los filtros para eliminar el ruido de 60 Hz. En el gráfico 5, se muestra la señal amplificada 200 veces y filtrada en la banda [3-15 Hz].

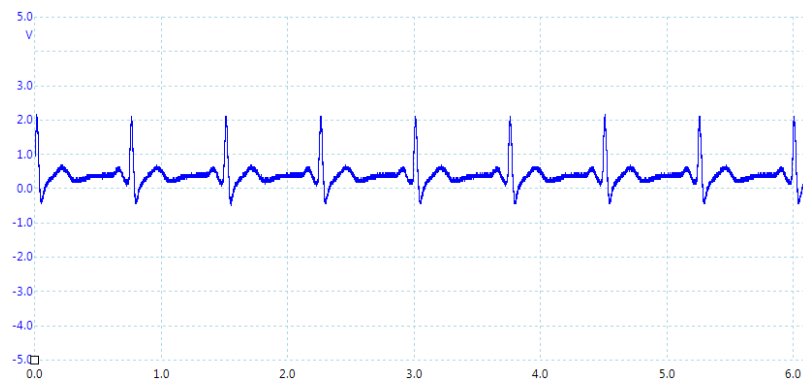


Gráfico 5. Señal ECG posterior a la amplificación basado en el amplificador AD620 y filtrado de ruido luego de aplicarle un filtro notch a la señal anterior.
Fuente: Elaboración propia.

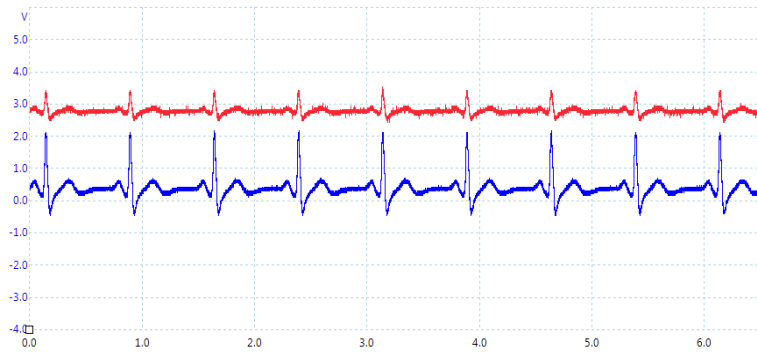


Gráfico 6. Salida del circuito de frecuencia cardiaca (azul) vs la lectura que ingresa al procesador (rojo).

Fuente: Elaboración propia.

Posteriormente, se realizaron diferentes mediciones de la frecuencia cardiaca que se muestran en la tabla 4.1, donde el valor mínimo para comenzar la prueba es de 20 bpm y el máximo es de 230 bpm, pero el prototipo está diseñado para captar diferentes valores de frecuencia cardiaca, principalmente los que corresponden a un lactante o neonato (70 a 190 bpm); por lo tanto, el rango de trabajo no se altera durante las pruebas.

Tabla 4.1. Valores de la frecuencia cardiaca utilizando el simulador TechPatient de He Instruments para verificar el funcionamiento del prototipo.

N°	Simulador TechPatient He Instruments (bpm)	Prototipo (bpm)	Diferencia (bpm)
1	20	20	0
2	40	40	0
3	50	50	0
4	60	60	0
5	70	70	0
6	80	80	0
7	90	90	0
8	100	100	0
9	110	110	0
10	120	120	0
11	130	130	0
12	140	140	0
13	160	160	0
14	180	180	0
15	200	202	2
16	230	231	1

Fuente: Elaboración Propia.

4.2.3. PRUEBAS DEL SENSOR DE TEMPERATURA CORPORAL

Para realizar las pruebas es necesario utilizar un multímetro digital calibrado, el cual permitirá captar los diferentes valores de la resistencia del termistor 2.252 K de grado medico, durante la variación de la temperatura. Así mismo, para realizar las diferentes mediciones experimentales y efectuar la comparación con los valores teóricos, la temperatura mínima de prueba es de 25°C y el máximo es de 40°C, como se indica en la tabla 4.2. Por lo cual se demuestra que dicho sensor de grado medico está diseñado para captar los rangos de temperatura corporal según la edad del lactante (ver tabla 4.2).

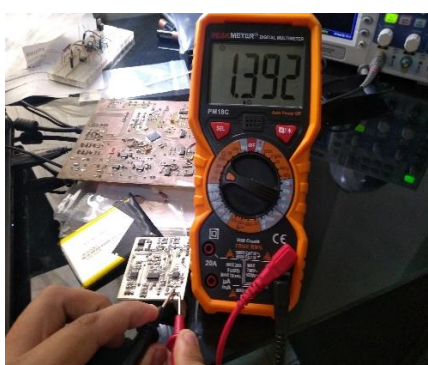


Figura 4.3. Medición de la resistencia del termistor 2.252 K.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 4.2. Valores de la resistencia del termistor 2.252 K utilizando un multímetro digital calibrado a diferentes temperaturas.

N°	TEMPERATURA (°C)	RESISTENCIA TEORICO (Ω)	RESISTENCIA EXPERIMENTAL (Ω)
1	25	2252	2240
2	26	2156	2105
3	27	2064	2036
4	28	1977	1975
5	29	1894	1880
6	30	1815	1813
7	31	1739	1734
8	32	1667	1675
9	33	1599	1601
10	34	1533	1548
11	35	1471	1473
12	36	1412	1441
13	37	1355	1409
14	38	1301	1321
15	39	1249	1261
16	40	1200	1217

Fuente: Elaboración propia.

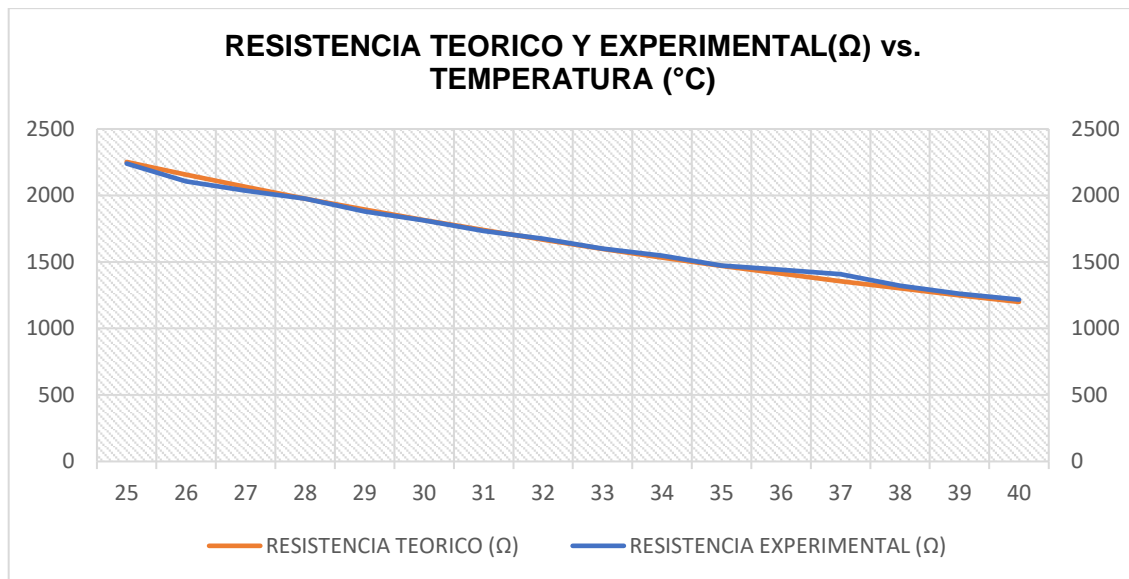


Gráfico 7. Resistencia teórica y experimental en función de la temperatura.
Fuente: Elaboración propia.

4.2.4. PRUEBAS DEL SENSOR DE POSICION - ACELETROMETRO

Para el acelerómetro, se ha establecido el rango de operación que definirá en qué postura se encuentra el lactante durante el estado sueño – vigilia. Para ello, se simula la postura decúbito dorsal, donde dicha posición se indicará en la interfaz gráfica de usuario (GUI), tal como se muestra en la siguiente figura.



Figura 4.4. Postura correcta para el descanso del lactante.
Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se indica la postura peligrosa que puede tener el lactante durante el estado de sueño – vigilia, ya que ocasiona disminución de la respiración, sueños más prolongados y reflujo gastroesofágicos. En la figura 4.5, se simula la postura decúbito prono el cual se indicará también en la GUI correspondiente.



Figura 4.5. Postura peligrosa para el descanso del lactante.

Fuente: Elaboración propia.

La postura decúbito lateral tanto derecho e izquierdo, es menos riesgosa que la postura anterior, ya que a la inestabilidad de dichas posturas ocasione que el lactante obtenga nuevamente la postura decúbito prono. En la figuras 4.6 y 4.7 se simulan ambas posturas.



Figura 4.6. Postura decúbito lateral derecho durante las pruebas.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 4.7. Postura decúbito lateral izquierdo durante las pruebas.

Fuente: Elaboración propia.

4.2.5. PRUEBAS DE LA TEMPERATURA AMBIENTAL Y HUMEDAD RELATIVA

En el siguiente gráfico se muestra la señal de salida del sensor DHT22, para comprobar el funcionamiento adecuado del protocolo MaxDetect mediante un osciloscopio.

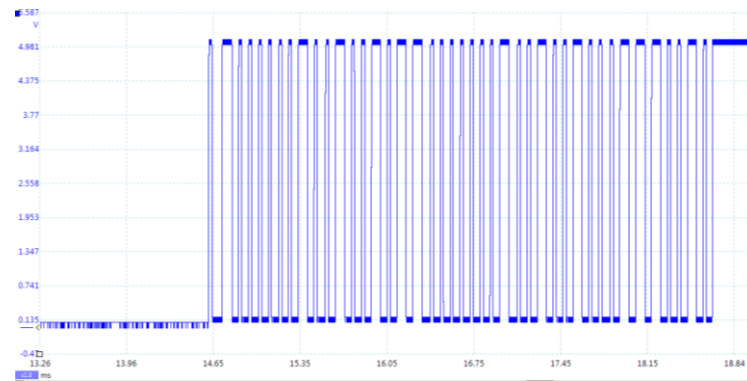


Gráfico 8. Funcionamiento del sensor DHT22.

Fuente: Elaboración propia.

4.2.6. PRUEBAS DE LA ETAPA DE REALIMENTACIÓN (MICROMOTORES)

En el gráfico 9, se puede apreciar la señal de trabajo de los micromotores, la cual se activa cada 100 ms cuando exista una disminución de la frecuencia respiratoria del lactante menor a 20 respiraciones por minuto. Además, como se puede observar, esta señal no presenta picos ni ruidos.

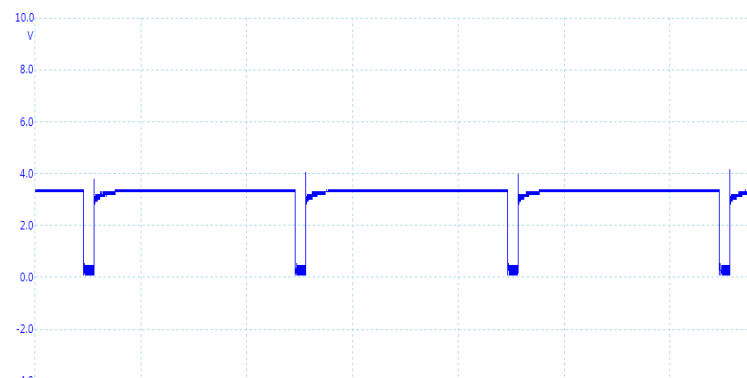


Gráfico 9. Señal cuando se activan los micromotores.

Fuente: Elaboración propia.

4.2.7. RESULTADOS OBTENIDOS

A continuación, se muestran las pruebas ejecutadas en tres lactantes (de 3, 12 y 18 meses de edad) con el prototipo de monitorización desarrollado. En ese sentido, se utilizaron tres chaquetas de diferente tamaño, dependiendo de la edades antes señaladas, en las cuales se incorporaron los sensores utilizados.

Luego, el prototipo fue probado en las habitaciones de los lactantes durante su normal descanso permitiendo verificar el funcionamiento del hardware y del software en

condiciones reales. Para lo anterior, solamente era necesario colocar la chaqueta correspondiente a cada lactante y a través de la computadora personal, poder visualizar en tiempo real las variables obtenidas del prototipo.

Primera prueba (Lactante de 12 meses de edad)

La primera prueba se ha realizado a un lactante de 12 meses de edad, al cual se le tomó las variables fisiológicas desarrolladas en el presente trabajo y obtenidas en el prototipo durante un periodo de 5 horas aproximadamente durante su descanso, para así poder captar correctamente cada valor y cada señal correspondiente a dicho paciente.



Figura 4.8. Lactante de 12 meses para ser monitorizado por el prototipo durante su descanso.

Fuente: Elaboración propia.

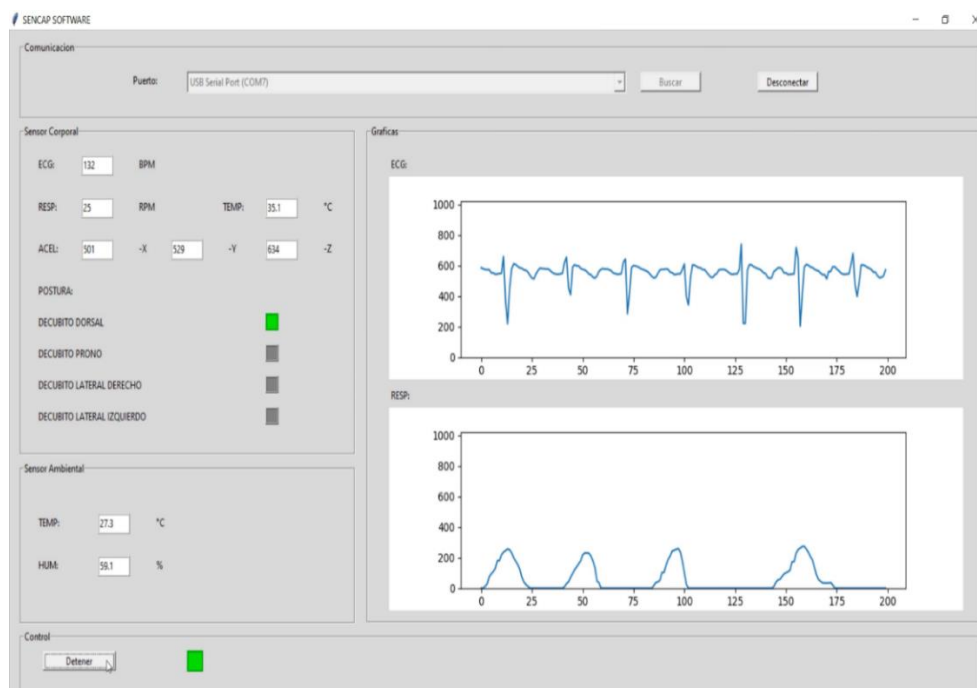


Figura 4.9. Interface gráfica en tiempo real del monitoreo continuo de las variables fisiológicas del lactante de 12 meses, durante su descanso.

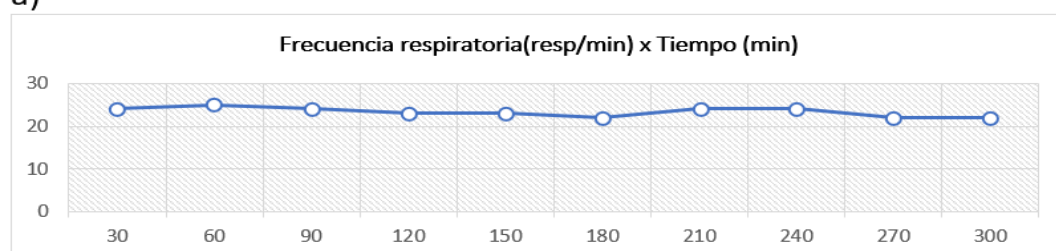
Fuente: Elaboración propia.

Tabla 4.3. Valores de cada parámetro obtenidos durante un periodo aproximado de 5 horas (lactante de 12 meses).

HORA	FRECUENCIA RESPIRATORIA (RPM)	FRECUENCIA CARDIACA (LPM)	TEMPERATURA (°C)	POSICIÓN	TEMPERATURA AMBIENTAL (°C)	HUMEDAD AMBIENTAL (%)
1	24	111	37.3	DECUBITO DORSAL	27.4	60.6
2	24	104	37.3	DECUBITO DORSAL	27.3	60.5
3	24	102	37.3	DECUBITO DORSAL	27.5	61.1
4	23	107	37.3	DECUBITO DORSAL	27.4	60.2
5	23	106	37.4	DECUBITO DORSAL	27.5	60

Fuente: Elaboración propia.

a)



b)

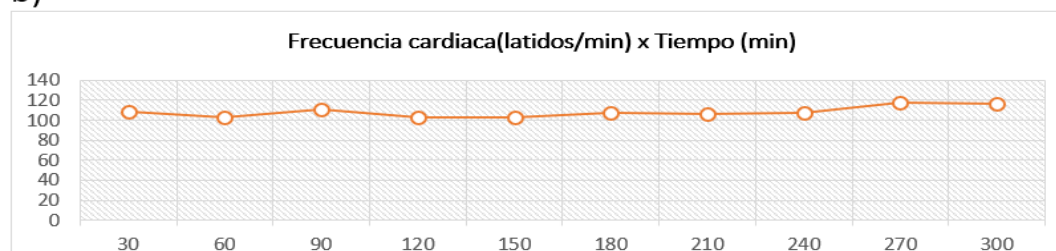


Gráfico 10. Parámetros fisiológicos del lactante de 12 meses. a) Frecuencia respiratoria, b) Frecuencia cardíaca.

Fuente: Elaboración propia.

De los resultados obtenidos para este caso, se obtuvo en promedio una frecuencia cardíaca de 106 latidos por minuto y para la frecuencia respiratoria se obtuvo en promedio 23.6 respiraciones por minuto, los cuales corresponden a valores normales. Además, se obtuvo un promedio de la temperatura corporal de 37.32 °C, un promedio de la temperatura ambiental de la habitación igual a 27.42 °C y una humedad relativa promedio de 60.48 %. Se considera además que la posición del paciente siempre ha sido en decúbito dorsal. En el gráfico 10, se observa que la variabilidad de la frecuencia respiratoria y la frecuencia

cardiaca, se encuentran dentro de los límites normales, garantizando así una buena salud del lactante, sin la presencia de eventos adversos que podrían alterar su buena condición de salud.

Segunda prueba (Lactante de 18 meses de edad)

La segunda prueba se ha realizado a un lactante de 18 meses de edad (lactante mayor) durante un periodo de 5 horas durante su descanso. En este caso, se pudo constatar que la señal de la frecuencia respiratoria había presentado una súbita interrupcion (apnea) en el minuto 40, aproximadamente durante 5 segundos, para lo cual el prototipo activó los micromotores en forma inmediata, haciendo que el lactante pueda volver a respirar en forma normal. Esto demuestra que el prototipo es capaz de detectar un evento anormal, para así tomar una acción inmediata que permita volver a las condiciones de salud normales del lactante.

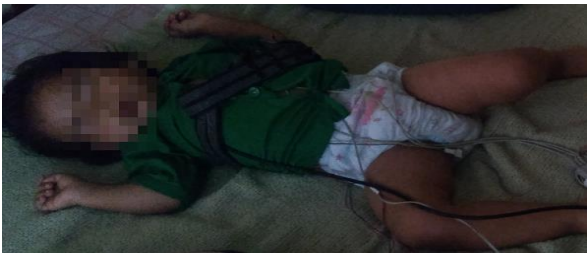


Figura 4.10. Lactante de 18 meses para ser monitorizado por el prototipo durante su descanso.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 4.4. Valores de cada parámetro obtenidos durante un periodo aproximado de 5 horas (lactante de 18 meses)

HORA	FRECUENCIA RESPIRATORIA (RPM)	FRECUENCIA CARDIACA (LPM)	TEMPERATURA (°C)	POSICIÓN	TEMPERATURA AMBIENTAL (°C)	HUMEDAD AMBIENTAL (%)
1	28	94	37	DECUBITO DORSAL	28.4	50.7
2	29	102	37.3	DECUBITO DORSAL	28.3	51.2
3	27	110	37.3	DECUBITO DORSAL	28.3	50.6
4	15	111	37.1	DECUBITO DORSAL	28.3	51.5
5	22	115	37.3	DECUBITO DORSAL	28.3	51.4

Fuente: Elaboración propia.

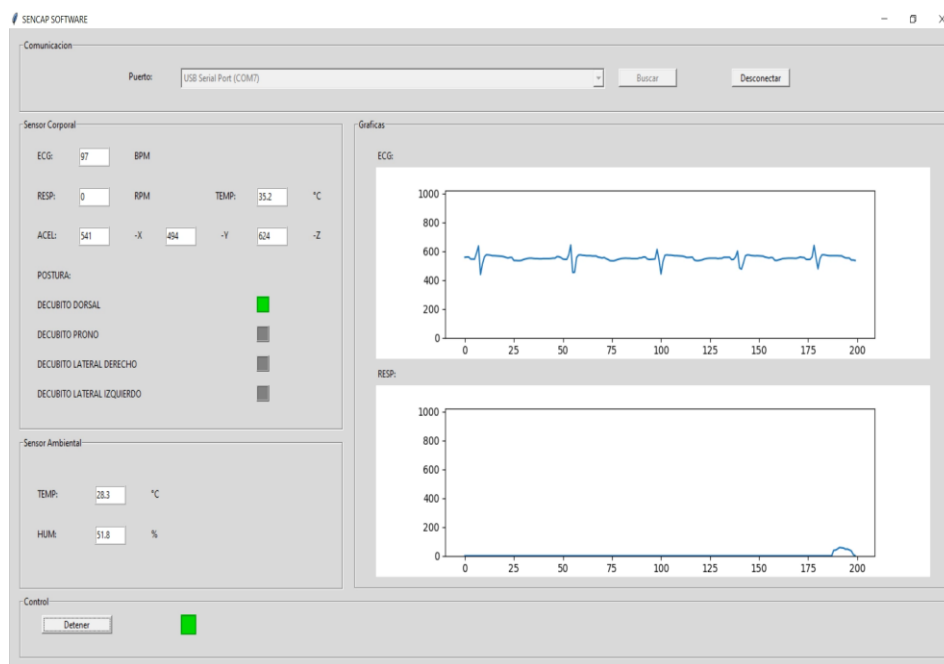
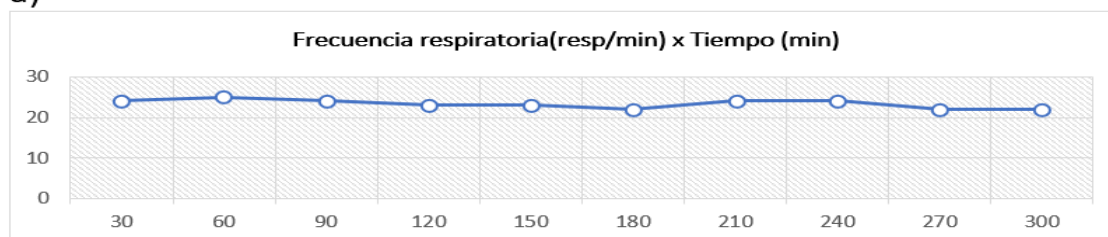


Figura 4.11. Interface gráfica en tiempo real del monitoreo continuo de las variables fisiológicas del lactante de 18 meses, durante su descanso.

Fuente: Elaboración propia.

a)



b)

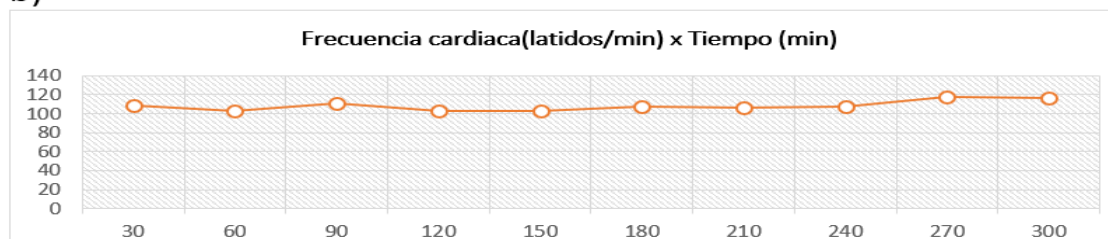


Gráfico 11. Parámetros fisiológicos del lactante de 18 meses. a) Frecuencia respiratoria, b) Frecuencia cardiaca.

Fuente: Elaboración propia.

De los resultados obtenidos para este segundo caso, se obtuvo en promedio una frecuencia cardiaca de 106.4 latidos por minuto y para la frecuencia respiratoria se obtuvo en promedio 24.2 respiraciones por minuto, los cuales corresponden a valores normales. Además, se obtuvo un promedio de la temperatura corporal de 37.2 °C, un promedio de la

temperatura ambiental de la habitación igual a 28.32 °C y una humedad relativa promedio de 51.08 %. Se considera además que la posición del paciente, al inicio y al final, ha sido en decúbito dorsal. En el gráfico 11, se observa que la variabilidad de la frecuencia respiratoria y la frecuencia cardiaca, también se encuentran dentro de los límites normales, a pesar del evento anormal antes descrito.

Tercera prueba (Lactante de 3 meses de edad)

La tercera prueba se ha realizado a un lactante de 3 meses de edad, donde se tomaron las variables del prototipo en su descanso del día durante un periodo de 35 minutos. En esta toma de datos, se pudo observar que la postura del infante estuvo en decúbito lateral derecho durante 24 segundos, donde dicha posición no es correcta para el descanso del infante porque está asociada al SMSL. Además, esta prueba permite que el prototipo sea capaz de detectar en tiempo real cada postura desarrollada por dicho lactante.



Figura 4.12. Lactante de 3 meses para ser monitorizado por el prototipo durante su descanso.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 4.5. Valores de cada parámetro obtenidos durante un periodo aproximado de 35 minutos (lactante de 3 meses).

MINUTOS	FRECUENCIA RESPIRATORIA (RPM)	FRECUENCIA CARDIACA (LPM)	TEMPERATURA (°C)	POSICIÓN	TEMPERATURA AMBIENTAL (°C)	HUMEDAD AMBIENTAL (%)
7	31	125	34.8	DECUBITO LATERAL DERECHO	29.2	54.9
14	28	131	35.2	DECUBITO DORSAL	29.4	55.8
21	31	138	36	DECUBITO DORSAL	29.5	55
28	31	140	36.8	DECUBITO DORSAL	29.7	55.5
35	30	144	37.1	DECUBITO DORSAL	29.7	56.4

Fuente: Elaboración propia

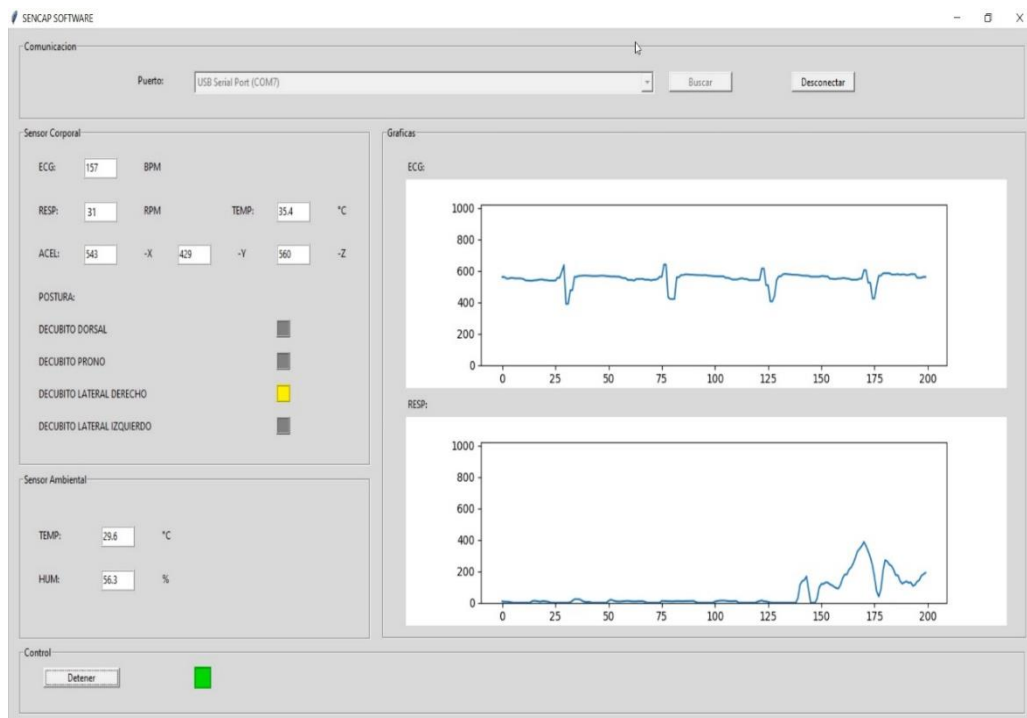


Figura 4.13. Interface gráfica en tiempo real de la postura decúbito lateral derecho del lactante de 3 meses de edad, durante su descanso.

Fuente: Elaboración propia

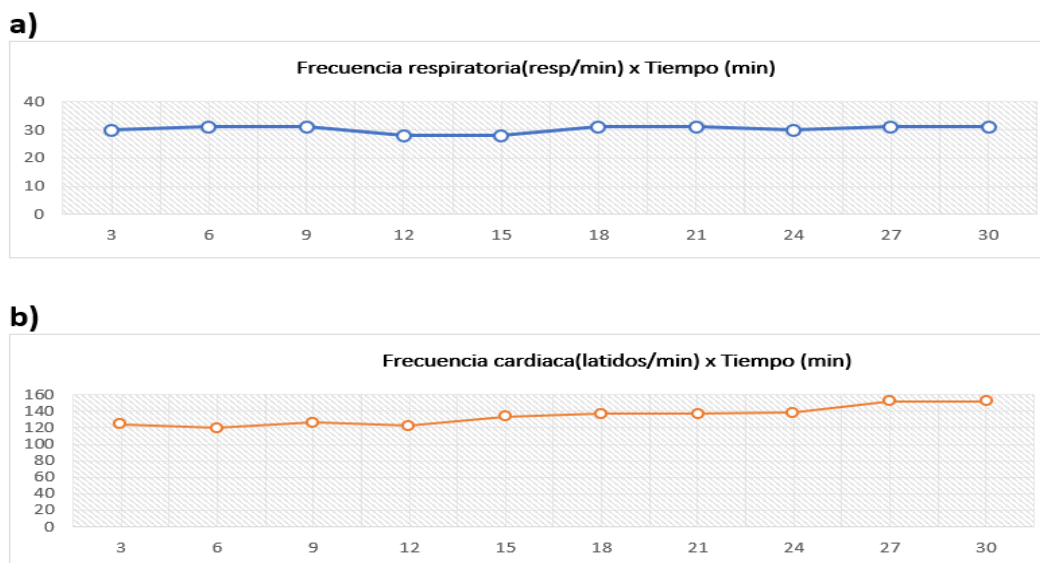


Gráfico 12. Parámetros fisiológicos del lactante de 3 meses de edad. a) Frecuencia respiratoria, b) Frecuencia cardiaca.

Fuente: Elaboración propia.

De los resultados obtenidos para este último caso, se obtuvo en promedio una frecuencia cardiaca de 135.6 latidos por minuto y para la frecuencia respiratoria se obtuvo en promedio 30.2 respiraciones por minuto, los cuales corresponden a valores normales. Además, se obtuvo un promedio de la temperatura corporal de 36 °C, un promedio de la temperatura

ambiental de la habitación de descanso del infante igual a 29.5 °C y una humedad relativa promedio de 55.52 %. Cabe señalar que la postura inicial del infante fue de decúbito dorsal, luego en un corto periodo de tiempo (24 segundos) fue de decúbito lateral derecho, y posteriormente volvió a una postura de decúbito dorsal. En el gráfico 12, se observa que la variabilidad de la frecuencia respiratoria y la frecuencia cardiaca, también se encuentran dentro de los límites normales, a pesar del evento anormal antes descrito.

4.3. PRESUPUESTO

Tabla 4.6. Listado de costo de componentes

COMPONENTES PARA EL DESARROLLO DEL PROTOTIPO		
COMPONENTES	CANTIDAD	P. TOTAL
ETAPA DE FRECUENCIA RESPIRATORIA		
SENSOR DE FRECUENCIA RESPIRATORIA	1	S/66.00
CIRCUITO INTEGRADO DE CAPTURA	2	S/15.00
ETAPA DE FRECUENCIA CARDIACA		
RAMALES DE ECG	1	S/100.00
AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN	1	S/3.90
CIRCUITO INTEGRADO DE CAPTURA	3	S/12.00
CAJA DE ELECTRODOS	1	S/20.00
ETAPA DE LA TEMPERATURA CORPORAL		
TERMISTOR NTC 2.252K GRADO MEDICO	1	S/41.60
AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN	1	S/3.90
CIRCUITO INTEGRADO DE CAPTURA	1	S/4.00
ETAPA DE POSTURA DEL LACTANTE		
ACELEROMETRO	1	S/7.30
CIRCUITO INTEGRADO DE CAPTURA	3	S/22.50
ETAPA DE TEMPERATURA AMBIENTAL Y HUMEDAD RELATIVA		
SENSOR AMBIENTAL	1	S/12.50
ETAPA DE REALIMENTACIÓN		
MICROMOTORES	2	S/2.00
OTROS		
MICROCONTROLADOR	1	S/3.30
BLUETOOTH	1	S/19.50
BATERIA	1	S/20.00
REGULADOR DE VOLTAJE	3	S/3.00
ELEVADOR DE VOLTAJE	1	S/4.00
CARGADOR DE BATERIA	1	S/8.80
PAQUETE DE CABLES	1	S/20.00
TOTAL GENERAL		S/389.30

Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.7. Listado de costo de equipos

EQUIPOS PARA LA REALIZACIÓN DE PRUEBAS DEL PROTOTIPO		
MATERIALES	CANTIDAD	P.TOTAL
ALQUILER SIMULADOR ECG	1	S/100.00
MULTIMETRO	1	S/120.00
ALQUILER DE OSCILOSCOPIO	1	S/200.00
TOTAL GENERAL		S/420.00

Fuente: Elaboración propia

Como se observa en la Tabla 4.6., el costo total general de los componentes para el desarrollo del prototipo, asciende aproximadamente a S/. 390 (trescientos noventa soles), agregando un costo social por la elaboración del prototipo de S/. 110 (ciento diez soles), hace que el costo total del prototipo elaborado sea aproximadamente de S/. 500 (quinientos soles). Esto permite que el prototipo desarrollado sea asequible para personas de bajos recursos, puesto que dicho prototipo podrá ser adquirido hasta en cinco cuotas de S/. 100 (cien soles), considerando que en la actualidad, los equipos comerciales que adquieren variables fisiologicas tienen un costo mayor o igual a S/. 5000 (cinco mil soles).

CONCLUSIONES

La monitorización y la evaluación de la condición de salud de los lactantes y neonatos del país en conjunto con una atención correctiva, inmediata y oportuna, en caso de ocurrir eventos adversos asociados al síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL), van constituyéndose en elementos importantes que permiten mejorar su respectiva calidad de vida, puesto que presentan de manera frecuente eventos de apnea o mala postura al dormir, tal como ocurrió en el caso de los lactantes quienes participaron de la segunda y de la tercera prueba del prototipo.

Asimismo, se ha obtenido con este prototipo, las siguientes conclusiones a lo largo del tiempo dedicado a su correspondiente desarrollo:

- Se diseñaron y se desarrollaron tres chaquetas de tres tallas diferentes, con sensores para la medición de variables fisiológicas (ECG, temperatura corporal, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y posición del lactante) y de variables ambientales (temperatura y humedad relativa ambientales), los cuales permitieron la monitorización en tiempo real de dichas variables, correspondientes a tres lactantes de 3, 12 y 18 meses de edad.
- Se comprobó la activación de los actuadores (micromotores), los cuales permitieron a uno de los tres lactantes estabilizar la respiración en un evento de apnea, evitando así la ocurrencia de eventos asociados al síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL).
- Se diseñó y se desarrolló el sistema electrónico de acondicionamiento de las variables fisiológicas y variables ambientales antes mencionadas, tomando en consideración cada uno de los principios de funcionamiento de los distintos

sensores y actuadores utilizados para el prototipo. Esto ha sido posible gracias a una cuidadosa selección de cada componente utilizado y un adecuado desarrollo de la programación del DSPIC empleado, logrando además la transmisión de datos mediante comunicación inalámbrica vía Bluetooth, para la posterior visualización de la toda la información procesada en una computadora portátil.

- Se desarrolló una interfaz gráfica de usuario (GUI), a través de la plataforma IDE Eclipse, el cual permitió visualizar toda la información fisiológica y ambiental obtenida, como también la posición de descanso de los lactantes quienes participaron de las pruebas, logrando una adecuada monitorización de su condición clínica en tiempo real.

TRABAJO A FUTURO

Como trabajo a futuro, se destacan las siguientes actividades:

- Incrementar la cantidad de los sensores fisiológicos no invasivos, para obtener una mayor información sobre el estado actual de salud del lactante o neonato, por ejemplo, la saturación de oxígeno y la presión arterial.
- Utilizar una mayor cantidad de componentes electrónicos superficiales para que el prototipo de adquisición pueda ser más portable, con un menor consumo eléctrico, cómodo para el paciente, incluyendo un aumento de la autonomía de la batería para mejorar el sistema durante el monitoreo.
- Realizar una mayor cantidad de pruebas para mejorar y validar el comportamiento del prototipo.
- Desarrollar una base de datos dentro de un sitio web, con la ayuda de un servidor que sea capaz de almacenar los registros del lactante, cada vez que se utilice el prototipo, a fin de poder almacenar un historial de registros del paciente que incluya mayor información clínica del mismo y permita efectuar la adecuada validez de cada parámetro obtenido.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Camarasa Piquer, F. (2003). Evolución del síndrome de la muerte súbita del lactante en los países desarrollados. En Camarasa Piquer, F. Síndrome de la Muerte subita del lactante (SMSL). 2ª edición (págs. 1-14). Grupo de Trabajo para el Estudio y Prevención de la Muerte Súbita Infantil de la Asociación Española de Pediatría. España.
- [2] Zhang. L.; Lao, L.; Kai Wu; Qiong, L. & Xiaoming, W. (2008). Research in Development on Wireless Health Care of Infants. IFMBE Proceedings, Vol. 19, 2008 (pp. 580-583). China.
- [3] Baker, N. (2011). Sudden unexpected infant death—no more “stunned amazement”. New Zealand Medical Association, Vol. 124 N° 1345, 2011 (pp. 9-12). New Zealand.
- [4] Gorrita Perez, R. & Roman Lafont. J. (2013). Síndrome de muerte súbita del lactante: un tema para la polémica. Revista de Ciencias Médica La Habana. Cuba.
- [5] Gomes Fagundes de Lima, C. & Tucunduva Mattana, O. (2010). Monitor de Respiração e Detector de Apnéia em Bebês. Núcleo de Ciências Exatas e Tecnológicas, Universidade Positivo. Brasil.
- [6] Vargas Herrera, J. (2007). Vacunación con DPT y neumonitis intersticial en lactantes fallecidos durante el 2001 y el 2002. Tesis para optar el grado académico de Magíster en Epidemiología. Universidad Mayor de San Marcos. Perú.
- [7] Torres Palacios, M. (2016). Mortalidad neonatal y características clínicas y epidemiológicas de las defunciones neonatales en el Servicio de Neonatología del Hospital Nacional Sergio E. Bernales en el año 2014. Tesis para optar el Título Profesional de Médico Cirujano. Universidad Ricardo Palma. Facultad de Medicina Humana. Perú.
- [8] Möllborg, P. (2016). Sudden infant death syndrome –epidemiology and environmental factors. Department of Pediatrics, University of Gothenburg. Suecia.
- [9] Odongo, S.; Yongwoo, K. & Dong Seog, H. (2017). Activity Recognition for Infant Health Care Based on Wireless Inertial Measurement Unit Motion Dat. Kyungpook National University. Corea.
- [10] Betancourt Cruz. G. & Garcia Trejo, E. (2017). Diseño e implementación de un sistema de monitoreo febril para infantes menores de un año en guarderías "Impulso Pedagógico Mexicano". Tesis para optar título en Ingeniero en Comunicaciones y Electrónica. Instituto Politécnico Nacional. México.
- [11] Gutiérrez, C.; Rodríguez, A. & Beltramo, P. (2017). Muerte Inesperada del Lactante. Análisis de 591 casos. Archivo Pediatría Uruguay, 2017 (pp. 12-18). Uruguay.

- [12] Sulcahuamán Otero, O. (2017). Diseño e implementación de un sistema de control para pasteurizar leche materna. Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico. Pontificia Universidad Católica del Perú. Facultad de Ciencias e Ingeniería. Perú.
- [13] López Lozano, M. (2015). Problemática de la salud neonatal, factores asociados y estrategias para afrontar en el Perú. *Revista In Crescendo. Ciencias de la Salud*, 2015; 2(1) (pp. 402-410). Perú.
- [14] Vargas Machuca, J. (2017). Vigilancia epidemiológica de la mortalidad fetal y neonatal nacional en el Perú (2017). Ministerio de Salud. *Boletín Epidemiología del Perú*, 2017; Vol. 26 (pp. 512-516). Perú.
- [15] INEI (2017). Mortalidad Infantil y en la niñez, Perú 2017. Encuesta Demográfica y de Salud Familiar. Perú.
- [16] UNICEF (2016). Perú: Acabar con las inequidades para brindarle oportunidades justas a toda la niñez. UNICEF Perú. Perú.
- [17] Lazo Gonzales, O.; Alcalde Rabanal, J. & Espinosa Henao, O. (2016). El sistema de salud en Perú: situación y desafíos. Colegio Médico del Perú. Perú.
- [18] Ascate K'ana, G. (2013). Perfil de la Salud Materno Neonatal y de la Niñez en el Perú con Enfoque de Curso de Vida. Organización Panamericana de la Salud, 2013; (pp 135-145). Perú.
- [19] Dávila Aliaga, C. & Mendoza Ibañez, E. (2016). Características Epidemiológicas de la Mortalidad Neonatal Instituto Nacional Materno Perinatal 2015 – 2016. *Revista Peruana de Investigación Materno Perinatal* 2016; 5(2): (pp. 16-21). Perú.
- [20] Jenik, A.; Grad, E.; Orazi, V.; Sapoznicoff, L.; Fasola, L.; Rocca Rivarola, M.; Jacobi, N. & Rossato, N. (2015). Consideraciones sobre el sueño seguro del lactante. Grupo de Trabajo en Muerte Súbita e Inesperada del Lactante de la Sociedad Argentina de Pediatría. Sociedad Argentina de Pediatría Subcomisiones, Comités y Grupos de Trabajo. Argentina.
- [21] García, E.; MSc. Martínez, M. & Moreno, M. (2014). Síndrome de la muerte súbita del lactante. *Sociedad Cubana de Cardiología*, 2014; 6 supl.1 (pp.90-95). Cuba.
- [22] Lantto, M. (2015). Childhood Mortality in Finland. Facultad de Medicina. Universitatis Ouluensis. Finlandia.
- [23] Office for National Statistics (2017). Unexplained Deaths in Infancy, England and Wales: 2015. Inglaterra.
- [24] Patil, S. & Mhetre, M. (2014). Intelligent Baby Monitoring System. *ITSI Transactions on Electrical and Electronics Engineering*, 2014; Vol. 2 (pp. 11-16). India.
- [25] Chen, W.; Bouwstra, S.; Oetomo, S & Feijs, L. (2010). Intelligent Design for Neonatal Monitoring with Wearable Sensors. *INTECH*, 2010 (pp 1-24). Holanda.
- [26] Fonseca, A.; Horta, E.; Sendra, S.; Rodrigues, J. & Moutinho, J. (2014). A Sudden Infant Death Prevention System for Babies. Faculdade de Engenharia. Universidade Da Beira Interior. Portugal.

- [27] Valero, M.; Belda, J.; Pérez, D.; Salor, M.; Arboledas, G.; Alvarez, T. & Marzo, R. (2016). Como prevenir la muerte súbita del lactante. *Revista Biomecánica*. Instituto de Biomecánica de Valencia. España.
- [28] Baker, C.; Armijo, K.; Belka, S.; Benhabib, M.; Bhargava, V.; Burkhart, N.; Minassians, A.; Dervisoglu, G.; Gutnik, L. & Haick, M. Wireless sensor networks for home health care. *Proceedings of the 21st International Conference on Advanced Information Networking and Applications Workshops*; Niagara Falls, ON, Canada. 21–23 May 2007; pp. (832–837). USA.
- [29] López, G.; López, M. & Guerrero, L. (2014). Wearable Sensor System Prototype for SIDS Prevention. *UBICOMM, 2014* (pp 105-111). Costa Rica.
- [30] Tedesco, K.; Cris Brito, R.; Todt, E. & Bertotti, F. (2017). Open System for Monitoring Vital Signs of Babies to help in the prevention and Diagnosis of Sudden. *Int'l Conf. Health Informatics and Medical Systems, 2017* (pp 32-37). Brasil.
- [31] Baby infanti (2014) Monitor Audio y Video VM311-VTECH. Perú. Recuperado de <http://babyinfanti.com.pe/6334-43a000vm311.html>
- [32] Yauri Rodríguez, R. (2016). Sistema de Monitoreo remoto basado en IOT para el monitoreo de señales electrocardiográficas mediante un módulo sensor utilizando websockets. *VIII Congreso Internacional de Computación y Telecomunicaciones. COMTEL, 2016* (pp 94-11). Perú.
- [33] Latorre Casto, M. L. (2014). Síndrome infantil de muerte súbita: nuevos conceptos y una misma solución. *Revista de la Facultad de Medicina*, 247-254. Universidad Nacional de Colombia. Colombia.
- [34] Ramirez, J. M. (2014). The Integrative Role of the Sigh in Psychology, Physiology, Pathology, and Neurobiology. En S. Waxman, D. Stein, D. Swaab, & H. Fields, *The Central Nervous System Control of Respiration* (págs. 91-129). Elsevier. The Netherlands.
- [35] Garcia, A. J., 3rd, Koschnitzky, J. E., & Ramirez, J. M. (2013). The physiological determinants of sudden infant death syndrome. *Respiratory physiology & neurobiology*, 189(2), 288–300. Recuperado de: <https://doi.org/10.1016/j.resp.2013.05.032>.
- [36] Ottaviani, G. (2014). Introduction to Sudden Infant and Perinatal Unexplained Death. En G. Ottaviani, *Crib Death –Sudden Infant Death Syndrome (SIDS)* (págs. 1-58). Springer. USA.
- [37] Widdows, K., O'Malley, A., O'Neill, B., Kingdom, J., Gillan, J., & Ansari, T. (2012). Altered placental development in pregnancies resulting in sudden infant death syndrome (SIDS). *Early human development*, 88(10), 805–811. Recuperado de: <https://doi.org/10.1016/j.earlhumdev.2012.05.006>.
- [38] Sullivan, F. M., & Barlow, S. M. (2001). Review of risk factors for sudden infant death syndrome. *Paediatric and perinatal epidemiology*, 15(2), 144–200. Recuperado de: <https://doi.org/10.1046/j.1365-3016.2001.00330.x>
- [39] Hauck, F. T. (2011). Breastfeeding and Reduced Risk of Sudden Infant Death Syndrome: A Meta-analysis. *American Academy of Pediatrics*, 103-110. USA.

- [40] Baddock, S. G. (2012). Hypoxic and Hypercapnic Events in Young Infants During Bed-sharing. *American Academy of Pediatrics*, 237-244. USA.
- [41] Kohlendorfer, U.; Kiechl, S. & Sperl, W. (1998). Living at high altitude and risk of sudden infant death syndrome. *Archives of Disease in Childhood*, 506-509. Recuperado de: <https://adc.bmj.com/content/79/6/506>.
- [42] Carroll-Pankhurst, C., & Mortimer, E. A., Jr (2001). Sudden infant death syndrome, bedsharing, parental weight, and age at death. *Pediatrics*, 107(3), 530–536. Recuperado de: <https://doi.org/10.1542/peds.107.3.530>.
- [43] Diaz Coronado, V. & Moreno Trigos, N.(2018). Eficacia del uso de chupete en la disminución de la muerte súbita en lactantes. Tesis para optar el Título de Especialista en Cuidados Enfermero en Neonatología, Universidad Norbert Wiener, Lima. Perú.
- [44] Li, D. K., Willinger, M., Petitti, D. B., Odouli, R., Liu, L., & Hoffman, H. J. (2006). Use of a dummy (pacifier) during sleep and risk of sudden infant death syndrome (SIDS): population based case-control study. *BMJ (Clinical research ed.)*, 332(7532), 18–22. Recuperado de: <https://doi.org/10.1136/bmj.38671.640475.55z>.
- [45] Kinney H. C. (2009). Brainstem mechanisms underlying the sudden infant death syndrome: evidence from human pathologic studies. *Developmental psychobiology*, 51(3), 223–233. <https://doi.org/10.1002/dev.20367>
- [46] Kaniusas, E. (2012). Physiological Phenomena and Biosignals. En E. Kaniusas, *Biomedical Signals and Sensors I* (págs. 183-277). Springer. Austria.
- [47] Robinson, K. L. (2009). El sistema nervioso. En B. S. Koeppen, *Fisiología* (págs. 51-218). Elsevier. España.
- [48] Wang, P. L. (2011). *Biomedical Sensors and Measurement*. Springer. USA.
- [49] Fraden, J. (2010). Velocity and Acceleration. En J. Fraden, *Handbook of Modern Sensors Physics, Designs, and Applications* (págs. 327-352). Springer. USA.
- [50] Fraden, J. (2010). Interface Electronic Circuits. En J. Fraden, *Handbook of Modern Sensors Physics, Designs, and Applications* (págs. 173-246). Springer. USA.
- [51] Malvino, A. B. (2007). Filtros activos. En A. B. Malvino, *Principios de Electrónica* (págs. 740-795). McGrawHillEducation. España.
- [52] Dutta Roy, S. (2001). FIR Notch filter design a review. *Electronics and Energetics* vol. 14, 295-327. University of Nis. Serbia.
- [53] Angulo Usategui, J. E. (2008). Arquitectura, funcionamiento y repertorio de instrucciones. En J. E. Angulo Usategui, *dsPIC diseño práctico de aplicaciones* (págs. 3-171). McGrawHill. España.
- [54] Matić, N. (2003). The fundamentals of PIC basic. En N. Matić, *Basic for PIC microcontrollers* (págs. 3-8). MikroElektronika. Serbia.
- [55] Blum, R. (2005). What Is Assembly Language? En R. Blum, *Professional Assembly Language* (págs. 1-16). John Wiley & Sons. USA.

- [56] Johansen, A. (2016). Getting Acquainted with Python. En A. Johansen, Python The Ultimate Beginner's Guide (págs. 1-2). CreateSpace Publishing. USA.
- [57] Marzal, A. G. (2014). Introducción. En A. G. Marzal, Introducción a la programación con Python (págs. 5-24). Universidad Jaime I. España.
- [58] Hejlsberg, A. T. (2010). Introduction. En A. T. Hejlsberg, The C# Programming Language (págs. 1-64). Addison-Wesley. USA.
- [59] Galitz, W. (2002). The Importance of the User Interface. En W. Galitz, The Essential Guide to User Interface Design (págs. 3-15). John Wiley & Sons. USA.
- [60] Mahlow, M. (2010). Using Glade to create GTK+ Applications with FORTH. 26th EuroForth Conference, 47-51. Haus Rissen. Hamburgo. Alemania.
- [61] Nieto Arroyo, N. (2017). Introducción. En N. Nieto Arroyo, Programación de Interfaces Gráficas de Usuario con GTK+ 3 Documentation (págs. 5-6). Instituto Tecnológico de Puebla. México.
- [62] Ormonde Medeiros, B.D (2007). Creation of an Eclipse-based IDE for the D programming language. Tesis para obtener el Máster en Informática e Ingeniería Informática, Universidad Técnica de Lisboa, Lisboa. Portugal.
- [63] Tylee, L. (1998). Introduction to the Visual Basic Language and Environment. En L. Tylee, Learn Visual Basic 6.0 (págs. 1-23). KIDware Software. USA.
- [64] Grolaux, D. V. (2000). QTk: An Integrated Model-Based Approach to Designing Executable User Interfaces (págs.1-21). Université Catholique de Louvain. Bélgica.
- [65] Nieto Martelo, L. & Padilla Cerda, C. (2015) Diseño y construcción de un módulo asistente adaptable al bastón de las personas con discapacidad visual para mejorar su desplazamiento. Tesis para optar por el título de Ingeniero Mecatrónico, Universidad Autónoma del Caribe, Barranquilla. Colombia.
- [66] Salazar, A. & Cuervo, D. (2013). Protocolo de pruebas de seguridad eléctrica para equipos electro médicos: caso de estudio de equipos de telemedicina (27 – 32). Universidad de los Andes, Bogotá. Colombia.
- [67] Goodall, A. & Bos, G. (2013). Medical Devices — Quality Management Systems — Requirements for Regulatory Purposes (págs. 126-142). British Standards Institution, Londres. Inglaterra.
- [68] Subhan, A. (2016). ISO/IEC 80001 (Risk Management of Medical Devices on a Network) (117 – 118). Journal of Clinical Engineering. California. USA.
- [69] Interlink Electronics. FSR 400 Series Square Force Sensing Resistor – Datasheet. Recuperado de <https://www.trossenrobotics.com/productdocs/2010-10-26-datasheet-fsr406-layout2.pdf>.
- [70] Spectrasymbol. Flex Sensor – Datasheet. Recuperado de <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/FLEXSENSORREVA1.pdf>.
- [71] Texas Instruments, TL08xx - JFET-Input Operational Amplifiers – Datasheet. Recuperado de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl082.pdf>.

- [72] STMicroelectronics, TSV321, TSV358, TSV324, TSV321A, TSV358A, TSV324A - General-purpose input/output rail-to-rail low-power operational amplifiers – Datasheet. Recuperado de <https://www.st.com/resource/en/datasheet/tsv321.pdf>
- [73] Microchip. MCP6001/1R/1U/2/4 - 1 MHz, Low-Power Op Amp – Datasheet. Recuperado de <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/21733j.pdf>.
- [74] Analog Devices, AD522 – High Accuracy Data Acquisition Instrumentation Amplifier – Datasheet. Recuperado de <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD522.pdf>.
- [75] Analog Devices, AD620 - Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier – Datasheet. Recuperado de <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>.
- [76] Texas Instruments, INA128, INA129 - INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers – Datasheet. Recuperado de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>
- [77] Texas Instruments, LM158-N, LM258-N, LM2904-N, LM358-N - LMx58-N Low-Power, Dual-Operational Amplifiers – Datasheet. Recuperado de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm358-n.pdf>.
- [78] Texas Instruments, LF353-N - LF353-N Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier – Datasheet. Recuperado de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lf353-n.pdf>.
- [79] Texas Instruments, TL082-N - TL082 Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier – Datasheet. Recuperado de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl082-n.pdf>.
- [80] Renesas, ICL7660, ICL7660A - CMOS Voltage Converters – Datasheet. Recuperado de <https://www.renesas.com/us/en/www/doc/datasheet/icl7660.pdf>.
- [81] Microchip, TC7662B - Charge pump dc-to-dc voltage converter – Datasheet. Recuperado de <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/21469a.pdf>.
- [82] Analog Devices. AD590 - 2-Terminal IC Temperature Transducer – Datasheet. Recuperado de <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD590.pdf>.
- [83] Texas Instruments. LM35 – LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors – Datasheet. Recuperado de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf>.
- [84] Measurement Specialties. 44004RC Precision Epoxy NTC Thermistor – Datasheet. Recuperado de <https://www.mouser.com/datasheet/2/261/44004-263342.pdf>.
- [85] Measurement Specialties. Analog Devices ADXL335 - Small, Low Power, 3-Axis ± 3 g Accelerometer – Datasheet. Recuperado de <https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/adxl335.pdf>.
- [86] Analog Devices. ADXL345 - 3-Axis, ± 2 g/ ± 4 g/ ± 8 g/ ± 16 g Digital Accelerometer – Datasheet. Recuperado de <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Accelerometer/ADXL345.pdf>.

- [87] InveSense. MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4 – Datasheet. Recuperado de <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>.
- [88] SparFun Electronics. Module DHT22 - Digital-output relative humidity & temperature sensor – Datasheet. Recuperado de <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Temperature/DHT22.pdf>.
- [89] Sensirion. Datasheet SHT1x - Humidity and Temperature Sensor – Datasheet. Recuperado de https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/SHT1x_datasheet.pdf.
- [90] Microchip. dsPIC33EPXXXGP50X, dsPIC33EPXXXMC20X/50X and PIC24EPXXXGP/MC20X - 16-Bit Microcontrollers and Digital Signal Controllers with High-Speed PWM, Op Amps and Advanced Analog – Datasheet. Recuperado de <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70000657h.pdf>.
- [91] Microchip. dsPIC30F3014, dsPIC30F4013 - High-Performance Digital Signal Controllers – Datasheet. Recuperado de <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70138c.pdf>.
- [92] Microchip. PIC18F2455/2550/4455/4550 - 28/40/44-Pin, High-Performance, Enhanced Flash, USB Microcontrollers with nanoWatt Technology – Datasheet. Recuperado de <https://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39632c.pdf>.
- [93] Microchip. PIC16F87XA - 28/40/44-Pin Enhanced Flash Microcontrollers – Datasheet. Recuperado de <https://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39582b.pdf>.
- [94] Atmel. ATmega328P - 8-bit AVR Microcontroller with 32K Bytes In-System Programmable Flash – Datasheet. Recuperado de http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf.
- [95] Atmel. ATmega640/V-1280/V-1281/V-2560/V-2561/V - 8-bit Atmel Microcontroller with 16/32/64KB In-System Programmable Flash – Datasheet. Recuperado de https://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/atmel-2549-8-bit-avr-microcontroller-atmega640-1280-1281-2560-2561_datasheet.pdf.
- [96] ITead Studio. HC-05 - Bluetooth to Serial Port Module – Datasheet. Recuperado de <http://www.electronicaestudio.com/docs/istd016A.pdf>.
- [97] Texas Instruments. CC2540F128, CC2540F256 - 2.4-GHz Bluetooth® low energy System-on-Chip – Datasheet. Recuperado de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cc2540.pdf>.
- [98] Bay Linear. LM78XX - 1.5A Positive Voltage Regulator – Datasheet. Recuperado de <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/85503/ETC/LM7805.html>.
- [99] Texas Instruments. LM1117 - LM1117 800-mA Low-Dropout Linear Regulator – Datasheet. Recuperado de <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm1117.pdf>.
- [100] AEROSEMI. MT3608 - High Efficiency 1.2MHz 2A Step Up Converter – Datasheet. Recuperado de <https://www.olimex.com/Products/Breadboarding/BB-PWR-3608/resources/MT3608.pdf>.

[101] NanJing Top Power. TP4056 - 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8 – Datasheet. Recuperado de <https://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Prototyping/TP4056.pdf>

[102] Heron, M., Hoyert, D. L., Murphy, S. L., Xu, J., Kochanek, K. D., & Tejada-Vera, B. (2009). Deaths: final data for 2006. National vital statistics reports : from the Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Health Statistics, National Vital Statistics System, 57(14), 1–134.

[103] Gil, L., Herbón, F., Little, A., López, M., Martínez, L., & Cancilliere, M. (2008). Investigación de las causas de muerte súbita e inexplicable en niños menores de un año en la ciudad de Bariloche y alrededores [Investigation of the causes of infant sudden unexpected death in children younger than one year in Bariloche city and surrounding areas]. Archivos argentinos de pediatría, 106(6), 518–523. Recuperado de: <https://doi.org/10.1590/S0325-00752008000600009>

[104] Brockmann, P.; Oyarzún, M.; Villarroel, L. & Bertrand, P. (2013). Síndrome de muerte súbita del lactante: prevalencia y cambios en los últimos años en Chile. Revista médica de Chile, 141(5), 589-594. Recuperado de: <https://dx.doi.org/10.4067/S0034-98872013000500006>

ANEXOS

Requisitos de operación FSR 406



FSR 406 Data Sheet

FSR 400 Series Square Force Sensing Resistor

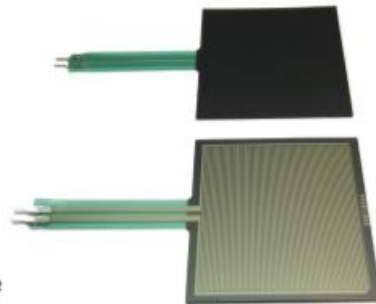
Features and Benefits

- Actuation Force as low as 0.1N and sensitivity range to 10N.
- Easily customizable to a wide range of sizes
- Highly Repeatable Force Reading; As low as 2% of initial reading with repeatable actuation system
- Cost effective
- Ultra thin; 0.45mm
- Robust; up to 10M actuations
- Simple and easy to integrate

Description

Interlink Electronics FSR™ 400 series is part of the single zone Force Sensing Resistor™ family. Force Sensing Resistors, or FSRs, are robust polymer thick film (PTF) devices that exhibit a decrease in resistance with increase in force applied to the surface of the sensor. This force sensitivity is optimized for use in human touch control of electronic devices such as automotive electronics, medical systems, and in industrial and robotics applications.

The standard 406 sensor is a square sensor 43.69mm in size. Custom sensors can be manufactured in sizes ranging from 5mm to over 600mm.



Industry Segments

- Game controllers
- Musical instruments
- Medical device controls
- Remote controls
- Navigation Electronics
- Industrial HMI
- Automotive Panels
- Consumer Electronics

Figure 1 - Typical Force Curve

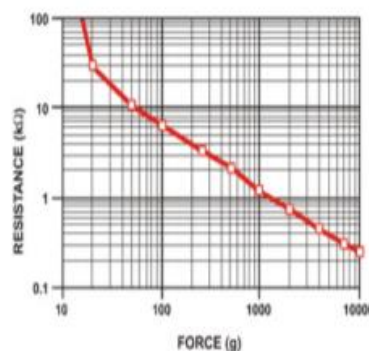
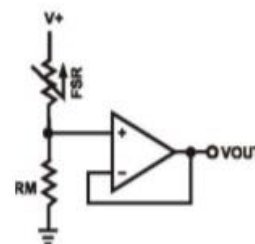


Figure 2 - Typical Schematic



Interlink Electronics - Sensor Technologies

Applications

Detect & qualify press

Sense whether a touch is accidental or intended by reading force

Use force for UI feedback

Detect more or less user force to make a more intuitive interface

Enhance tool safety

Differentiate a grip from a touch as a safety lock

Find centroid of force

Use multiple sensors to determine centroid of force

Detect presence, position, or motion

Of a person or patient in a bed, chair, or medical device

Detect liquid blockage

Detect tube or pump occlusion or blockage by measuring back pressure

Detect tube positioning

Many other force measurement applications

Device Characteristics

Feature	Condition	Value*	Notes
Actuation Force		0.1 Newtons	
Force Sensitivity Range		0.1 - 10.0 ² Newtons	
Force Repeatability ³	(Single part)	± 2%	
Force Resolution ³		continuous	
Force Repeatability ³	(Part to Part)	±6%	
Non-Actuated Resistance		10M W	
Size		43.69 x 43.69mm	
Thickness Range		0.2 - 1.25 mm	
Stand-Off Resistance		>10M ohms	Unloaded, unbent
Switch Travel	(Typical)	0.05 mm	Depends on design
Hysteresis ³		+10%	(R _{ys} - R _y)/R _{ys}
Device Rise Time		<3 microseconds	measured w/steel ball
Long Term Drift		<5% per log ₁₀ (time)	35 days test, 1kg load
Temp Operating Range	(Recommended)	-30 - +70 °C	
Number of Actuations	(Life time)	10 Million tested	Without failure

* Specifications are derived from measurements taken at 1000 grams, and are given as one standard deviation / mean, unless otherwise noted.

1. Max Actuation force can be modified in custom sensors.
2. Force Range can be increased in custom sensors. Interlink Electronics have designed and manufactured sensors with operating force larger than 50Kg.
3. Force sensitivity dependent on mechanics, and resolution depends on measurement electronics.



MCP6001/2/4

1 MHz Bandwidth Low Power Op Amp

Features

- Available in SC-70-5 and SOT-23-5 packages
- 1 MHz Gain Bandwidth Product (typ.)
- Rail-to-Rail Input/Output
- Supply Voltage: 1.8V to 5.5V
- Supply Current: $I_Q = 100 \mu A$ (typ.)
- 90° Phase Margin (typ.)
- Temperature Range:
 - Industrial: -40°C to +85°C
 - Extended: -40°C to +125°C
- Available in Single, Dual and Quad Packages

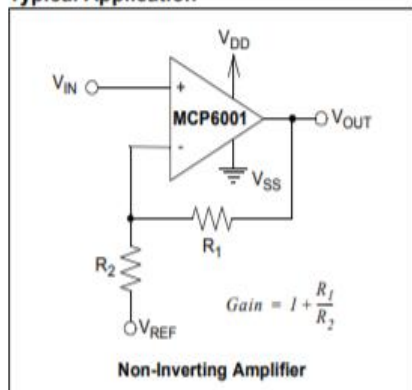
Applications

- Automotive
- Portable Equipment
- Photodiode Pre-amps
- Analog Filters
- Notebooks and PDAs
- Battery-Powered Systems

Available Tools

Spice Macro Models (at www.microchip.com)
FilterLab® Software (at www.microchip.com)

Typical Application

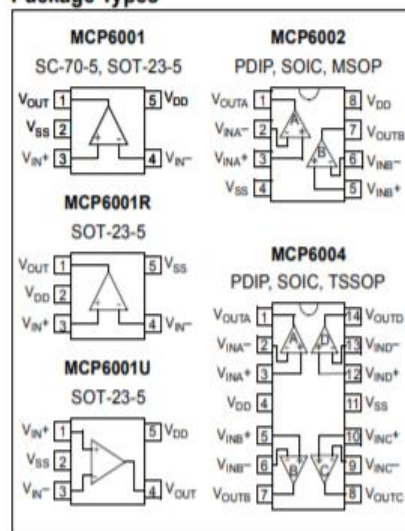


Description

The Microchip Technology Inc. MCP6001/2/4 family of operational amplifiers (op amps) is specifically designed for general-purpose applications. This family has a 1 MHz gain bandwidth product and 90° phase margin (typ.). It also maintains 45° phase margin (typ.) with 500 pF capacitive load. This family operates from a single supply voltage as low as 1.8V, while drawing 100 μA (typ.) quiescent current. Additionally, the MCP6001/2/4 supports rail-to-rail input and output swing, with a common mode input voltage range of $V_{DD} + 300 \text{ mV}$ to $V_{SS} - 300 \text{ mV}$. This family of operational amplifiers is designed with Microchip's advanced CMOS process.

The MCP6001/2/4 family is available in the industrial and extended temperature ranges. It also has a power supply range of 1.8V to 5.5V.

Package Types



MCP6001/2/4

1.0 ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Absolute Maximum Ratings †

$V_{DD} - V_{SS}$	7.0V
All Inputs and Outputs	$V_{SS} - 0.3V$ to $V_{DD} + 0.3V$
Difference Input Voltage	$ V_{DD} - V_{SS} $
Output Short Circuit Current	continuous
Current at Input Pins	±2 mA
Current at Output and Supply Pins	±30 mA
Storage Temperature	-65°C to +150°C
Maximum Junction Temperature (T_J)	+150°C
ESD Protection On All Pins (HBM;MM)	≥ 4 kV; 200V

† **Notice:** Stresses above those listed under "Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at those or any other conditions above those indicated in the operational listings of this specification is not implied. Exposure to maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

PIN FUNCTION TABLE

Name	Function
V_{IN}^+ , V_{INA}^+ , V_{INB}^+ , V_{INC}^+ , V_{IND}^+	Non-inverting Inputs
V_{IN}^- , V_{INA}^- , V_{INB}^- , V_{INC}^- , V_{IND}^-	Inverting Inputs
V_{DD}	Positive Power Supply
V_{SS}	Negative Power Supply
V_{OUT}^+ , V_{OUTA}^+ , V_{OUTB}^+ , V_{OUTC}^+ , V_{OUTD}^+	Outputs

DC ELECTRICAL SPECIFICATIONS

Electrical Characteristics: Unless otherwise indicated, $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = +1.8V$ to $+5.5V$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to $V_{DD}/2$, and $V_{OUT} = V_{DD}/2$.

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Input Offset						
Input Offset Voltage	V_{OS}	-7.0	—	+7.0	mV	$V_{CM} = V_{SS}$
Input Offset Drift with Temperature	$\Delta V_{OS}/\Delta T_A$	—	±2.0	—	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$, $V_{CM} = V_{SS}$
Power Supply Rejection	PSRR	—	86	—	dB	$V_{CM} = V_{SS}$
Input Bias Current and Impedance						
Input Bias Current:	I_B	—	±1.0	—	pA	$T_A = +85^\circ\text{C}$ $T_A = +125^\circ\text{C}$
Industrial Temperature	I_B	—	19	—	pA	
Extended Temperature	I_B	—	1100	—	pA	
Input Offset Current	I_{OS}	—	±1.0	—	pA	
Common Mode Input Impedance	Z_{CM}	—	$10^{13} 6$	—	ΩpF	
Differential Input Impedance	Z_{DIFF}	—	$10^{13} 3$	—	ΩpF	
Common Mode						
Common Mode Input Range	V_{CMR}	$V_{SS} - 0.3$	—	$V_{DD} + 0.3$	V	
Common Mode Rejection Ratio	CMRR	60	76	—	dB	$V_{CM} = -0.3V$ to $5.3V$, $V_{DD} = 5V$
Open-Loop Gain						
DC Open-Loop Gain (large signal)	A_{OL}	88	112	—	dB	$V_{OUT} = 0.3V$ to $V_{DD} - 0.3V$, $V_{CM} = V_{SS}$
Output						
Maximum Output Voltage Swing	V_{OL} , V_{OH}	$V_{SS} + 25$	—	$V_{DD} - 25$	mV	$V_{DD} = 5.5V$
Output Short-Circuit Current	I_{SC}	—	±6	—	mA	$V_{DD} = 1.8V$
		—	±23	—	mA	$V_{DD} = 5.5V$
Power Supply						
Supply Voltage	V_{DD}	1.8	—	5.5	V	
Quiescent Current per Amplifier	I_Q	50	100	170	μA	$I_O = 0$, $V_{DD} = 5.5V$, $V_{CM} = 5V$



Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

- Easy to use
 - Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)
 - Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
 - Higher performance than 3 op amp IA designs
 - Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
 - Low power, 1.3 mA max supply current
- Excellent dc performance (B grade)
 - 50 μ V max, input offset voltage
 - 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
 - 1.0 nA max, input bias current
 - 100 dB min common-mode rejection ratio ($G = 10$)
- Low noise
 - 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise
 - 0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)
- Excellent ac specifications
 - 120 kHz bandwidth ($G = 100$)
 - 15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

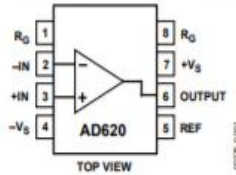


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of SuperBeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

Part	Comment
AD8221	Better specs at lower price
AD8222	Dual channel or differential out
AD8226	Low power, wide input range
AD8220	JFET input
AD8228	Best gain accuracy
AD8295	+2 precision op amps or differential out
AD8429	Ultra low noise

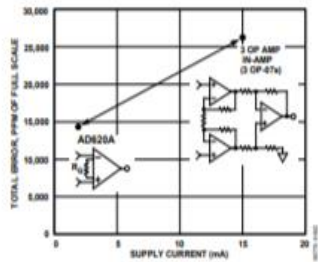


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

SPECIFICATIONS

Typical @ 25°C, $V_S = \pm 15$ V, and $R_L = 2$ k Ω , unless otherwise noted.

Table 2.

Parameter	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
GAIN											
Gain Range	G = 1 + (49.4 kΩ/R _G)	1		10,000	1		10,000	1		10,000	
Gain Error ²	V _{OUT} = ±10 V										
G = 1			0.03	0.10		0.01	0.02		0.03	0.10	%
G = 10			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 100			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 1000			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
Nonlinearity	V _{OUT} = −10 V to +10 V										
G = 1–1000	R _L = 10 kΩ		10	40		10	40		10	40	ppm
G = 1–100	R _L = 2 kΩ		10	95		10	95		10	95	ppm
Gain vs. Temperature	G = 1			10			10			10	ppm/°C
	Gain > 1 ²			−50			−50			−50	ppm/°C
VOLTAGE OFFSET											
(Total RTI Error = V _{OSI} + V _{OSO} /G)											
Input Offset, V _{OSI}	V _S = ±5 V to ±15 V		30	125		15	50		30	125	μV
Overtemperature	V _S = ±5 V to ±15 V			185			85			225	μV
Average TC	V _S = ±5 V to ±15 V		0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0	μV/°C
Output Offset, V _{OSO}	V _S = ±15 V		400	1000		200	500		400	1000	μV
	V _S = ±5 V			1500			750			1500	μV
Overtemperature	V _S = ±5 V to ±15 V			2000			1000			2000	μV
Average TC	V _S = ±5 V to ±15 V		5.0	15		2.5	7.0		5.0	15	μV/°C
Offset Referred to the Input vs. Supply (PSR)	V _S = ±2.3 V to ±18 V										
G = 1		80	100		80	100		80	100		dB
G = 10		95	120		100	120		95	120		dB
G = 100		110	140		120	140		110	140		dB
G = 1000		110	140		120	140		110	140		dB
INPUT CURRENT											
Input Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Overtemperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		pA/°C
Input Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Overtemperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC			1.5			1.5			8.0		pA/°C
INPUT											
Input Impedance											
Differential			10 2			10 2			10 2		GΩ_pF
Common-Mode			10 2			10 2			10 2		GΩ_pF
Input Voltage Range ³	V _S = ±2.3 V to ±5 V	−V _S + 1.9		+V _S − 1.2	−V _S + 1.9		+V _S − 1.2	−V _S + 1.9		+V _S − 1.2	V
Overtemperature		−V _S + 2.1		+V _S − 1.3	−V _S + 2.1		+V _S − 1.3	−V _S + 2.1		+V _S − 1.3	V
	V _S = ±5 V to ±18 V	−V _S + 1.9		+V _S − 1.4	−V _S + 1.9		+V _S − 1.4	−V _S + 1.9		+V _S − 1.4	V
Overtemperature		−V _S + 2.1		+V _S − 1.4	−V _S + 2.1		+V _S + 2.1	−V _S + 2.3		+V _S − 1.4	V



Industry-Standard Dual Operational Amplifiers

1 Features

- Wide supply range of 3 V to 36 V (B version)
- Quiescent current: 300 μ A per amplifier (B version, typical)
- Unity-gain bandwidth of 1.2 MHz (B version)
- Common-mode input voltage range includes ground, enabling direct sensing near ground
- Low input offset voltage of 3 mV at 25°C (A and B versions, maximum)
- Internal RF and EMI filter (B version)
- On products compliant to MIL-PRF-38535, all parameters are tested unless otherwise noted. On all other products, production processing does not necessarily include testing of all parameters.

2 Applications

- Merchant network and server power supply units
- Multi-function printers
- Power supplies and mobile chargers
- Motor control: AC induction, brushed DC, brushless DC, high-voltage, low-voltage, permanent magnet, and stepper motor
- Desktop PC and motherboard
- Indoor and outdoor air conditioners
- Washers, dryers, and refrigerators
- AC inverters, string inverters, central inverters, and voltage frequency drives
- Uninterruptible power supplies
- Programmable logic controllers
- Electronic point-of-sale systems

3 Description

The LM358B and LM2904B devices are the next-generation versions of the industry-standard operational amplifiers (op amps) LM358 and LM2904, which include two high-voltage (36-V) op amps. These devices provide outstanding value for cost-sensitive applications, with features including low offset (300 μ V, typical), common-mode input range to ground, and high differential input voltage capability.

The LM358B and LM2904B op amps simplify circuit design with enhanced features such as unity-gain stability, lower offset voltage of 3 mV (maximum at room temperature), and lower quiescent current of 300 μ A per amplifier (typical). High ESD (2 kV, HBM) and integrated EMI and RF filters enable the LM358B and LM2904B devices to be used in the most rugged, environmentally challenging applications.

The LM358B and LM2904B amplifiers are available in industry standard packages, including SOIC, TSSOP, and VSSOP.

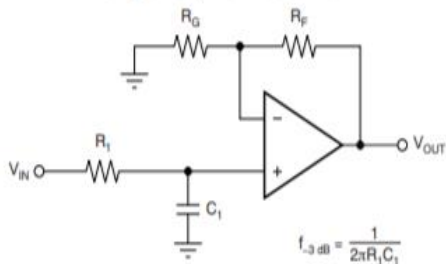
Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM358B, LM2904B, LM358, LM358A, LM2904, LM2904V, LM258, LM258A	SOIC (8)	4.90 mm \times 3.90 mm
LM358B ⁽²⁾ , LM2904B ⁽²⁾ , LM358, LM358A, LM2904, LM2904V	TSSOP (8)	3.00 mm \times 4.40 mm
LM358B ⁽²⁾ , LM2904B ⁽²⁾ , LM358, LM358A, LM2904, LM2904V, LM258, LM258A	VSSOP (8)	3.00 mm \times 3.00 mm
LM358, LM2904	SO (8)	5.20 mm \times 5.30 mm
LM358, LM2904, LM358A, LM258, LM258A	PDIP (8)	9.81 mm \times 6.35 mm
LM158, LM158A	CDIP (8)	9.60 mm \times 6.67 mm
LM158, LM158A	LCCC (20)	8.89 mm \times 8.89 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

(2) Package is for preview only.

Single-Pole, Low-Pass Filter



$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \left(1 + \frac{R_F}{R_G}\right) \left(\frac{1}{1 + sR_I C_I}\right)$$

7 Specifications

7.1 Absolute Maximum Ratings

over operating ambient temperature range (unless otherwise noted)⁽¹⁾

			MIN	MAX	UNIT
Supply voltage, $V_S = ([V+] - [V-])$		LM358B, LM358BA, LM2904B, LM2904BA		±20 or 40	V
		LM158, LM258, LM358, LM158A, LM258A, LM358A, LM2904V		±16 or 32	
		LM2904		±13 or 26	
Differential input voltage, $V_{ID}^{(2)}$		LM358B, LM358BA, LM2904B, LM2904BA, LM158, LM258, LM358, LM158A, LM258A, LM358A, LM2904V	-32	32	V
		LM2904	-26	26	
Input voltage, V_I	Either input	LM358B, LM358BA, LM2904B, LM2904BA	-0.3	40	V
		LM158, LM258, LM358, LM158A, LM258A, LM358A, LM2904V	-0.3	32	
		LM2904	-0.3	26	
Duration of output short circuit (one amplifier) to ground at (or below) $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S \leq 15\text{ V}^{(3)}$			Unlimited		s
Operating ambient temperature, T_A		LM158, LM158A	-55	125	$^\circ\text{C}$
		LM258, LM258A	-25	85	
		LM358B, LM358BA	-40	85	
		LM358, LM358A	0	70	
		LM2904B, LM2904BA, LM2904, LM2904V	-40	125	
Operating virtual-junction temperature, T_J			150		$^\circ\text{C}$
Storage temperature, T_{stg}			-65		150 $^\circ\text{C}$

(1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and do not imply functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions*. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

(2) Differential voltages are at $IN+$, with respect to $IN-$.

(3) Short circuits from outputs to V_S can cause excessive heating and eventual destruction.

7.2 ESD Ratings

			VALUE	UNIT
LM358B, LM358BA, LM2904B, AND LM2904BA				
V _(ESD)	Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±2000	V
		Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101 ⁽²⁾	±1000	
LM158, LM258, LM358, LM158, LM258A, LM358A, LM2904, AND LM2904V				
V _(ESD)	Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±500	V
		Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101 ⁽²⁾	±1000	

(1) JEDEC document JEP155 states that 500-V HBM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

(2) JEDEC document JEP157 states that 250-V CDM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

ICL7660S, ICL7660A

Super Voltage Converters

FN3179
Rev 7.01
Feb 10, 2020

The ICL7660S and ICL7660A Super Voltage Converters are monolithic CMOS voltage conversion ICs that ensure significant performance advantages over other similar devices. They are direct replacements for the industry standard ICL7660 offering an **extended** operating supply voltage range up to 12V, with **lower** supply current. A **Frequency Boost pin** has been incorporated to enable the user to achieve lower output impedance despite using smaller capacitors. All improvements are highlighted in the "Electrical Specifications" section on [page 3](#). **Critical parameters are ensured over the entire commercial and industrial temperature ranges.**

The ICL7660S and ICL7660A perform supply voltage conversions from positive to negative for an input range of 1.5V to 12V, resulting in complementary output voltages of -1.5V to -12V. Only two non-critical external capacitors are needed, for the charge pump and charge reservoir functions. The ICL7660S and ICL7660A can be connected to function as a voltage doubler and will generate up to 22.8V with a 12V input. They can also be used as a voltage multipliers or voltage dividers.

Each chip contains a series DC power supply regulator, RC oscillator, voltage level translator, and four output power MOS switches. The oscillator, when unloaded, oscillates at a nominal frequency of 10kHz for an input supply voltage of 5.0V. This frequency can be lowered by the addition of an external capacitor to the "OSC" terminal, or the oscillator may be over-driven by an external clock.

The "LV" terminal may be tied to GND to bypass the internal series regulator and improve low voltage (LV) operation. At medium to high voltages (3.5V to 12V), the LV pin is left floating to prevent device latchup.

In some applications, an external Schottky diode from V_{OUT} to CAP- is needed to ensure latchup free operation (see Do's and Don't's section on page 8).

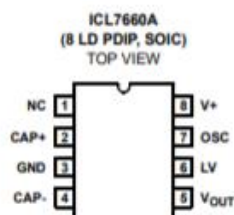
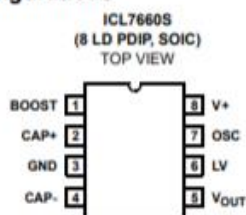
Features

- Ensured Lower Max Supply Current for All Temperature Ranges
- Wide Operating Voltage Range: 1.5V to 12V
- 100% Tested at 3V
- Boost Pin (Pin 1) for Higher Switching Frequency
- Ensured Minimum Power Efficiency of 96%
- Improved Minimum Open Circuit Voltage Conversion Efficiency of 99%
- Improved SCR Latchup Protection
- Simple Conversion of +5V Logic Supply to $\pm 5V$ Supplies
- Simple Voltage Multiplication $V_{OUT} = (-)nV_{IN}$
- Easy to Use; Requires Only Two External Non-Critical Passive Components
- Improved Direct Replacement for Industry Standard ICL7660 and Other Second Source Devices
- Pb-Free Available (RoHS Compliant)

Applications

- Simple Conversion of +5V to $\pm 5V$ Supplies
- Voltage Multiplication $V_{OUT} = \pm nV_{IN}$
- Negative Supplies for Data Acquisition Systems and Instrumentation
- RS232 Power Supplies
- Supply Splitter, $V_{OUT} = \pm V_S$

Pin Configurations



ICL7660S, ICL7660A

Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	+13.0V
LV and OSC Input Voltage (Note 5)	
V+ < 5.5V	-0.3V to V+ + 0.3V
V+ > 5.5V	V+ - 5.5V to V+ + 0.3V
Current into LV (Note 5)	
V+ > 3.3V	20µA
Output Short Duration	
V _{SUPPLY} ≤ 5.5V	Continuous

Operating Conditions

Temperature Range	
ICL7660S, ICL7660AI	-40°C to +85°C
ICL7660SC, ICL7660AC	0°C to +70°C

CAUTION: Do not operate at or near the maximum ratings listed for extended periods of time. Exposure to such conditions may adversely impact product reliability and result in failures not covered by warranty.

NOTES:

- Connecting any terminal to voltages greater than V+ or less than GND may cause destructive latchup. It is recommended that no inputs from sources operating from external supplies be applied prior to "power up" of ICL7660S and ICL7660A.
- θ_{JA} is measured with the component mounted on a low effective thermal conductivity test board in free air. See Tech Brief [TB379](#) for details.
- For θ_{JC} , the "case temp" location is taken at the package top center.
- Pb-free PDIPs can be used for through-hole wave solder processing only. They are not intended for use in reflow solder processing applications.

Electrical Specifications

ICL7660S and ICL7660A, V+ = 5V, T_A = +25°C, OSC = Free running (see [Figure 12 on page 7](#), "ICL7660S Test Circuit" and [Figure 13 on page 7](#), "ICL7660A Test Circuit"), unless otherwise specified.

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	MIN (Note 9)	TYP	MAX (Note 9)	UNITS
Supply Current (Note 11)	I+	R _L = ∞, +25°C	-	80	160	µA
		0°C < T _A < +70°C	-	-	180	µA
		-40°C < T _A < +85°C	-	-	180	µA
		-55°C < T _A < +125°C	-	-	200	µA
Supply Voltage Range - High (Note 12)	V _H	R _L = 10k, LV Open, T _{MIN} < T _A < T _{MAX}	3.0	-	12	V
Supply Voltage Range - Low	V _L	R _L = 10k, LV to GND, T _{MIN} < T _A < T _{MAX}	1.5	-	3.5	V
Output Source Resistance	R _{OUT}	I _{OUT} = 20mA	-	60	100	Ω
		I _{OUT} = 20mA, 0°C < T _A < +70°C	-	-	120	Ω
		I _{OUT} = 20mA, -25°C < T _A < +85°C	-	-	120	Ω
		I _{OUT} = 20mA, -55°C < T _A < +125°C	-	-	150	Ω
		I _{OUT} = 3mA, V+ = 2V, LV = GND, 0°C < T _A < +70°C	-	-	250	Ω
		I _{OUT} = 3mA, V+ = 2V, LV = GND, -40°C < T _A < +85°C	-	-	300	Ω
		I _{OUT} = 3mA, V+ = 2V, LV = GND, -55°C < T _A < +125°C	-	-	400	Ω
Oscillator Frequency (Note 10)	f _{OSC}	C _{OSC} = 0, Pin 1 Open or GND	5	10	-	kHz
		C _{OSC} = 0, Pin 1 = V+	-	35	-	kHz
Power Efficiency	P _{EFF}	R _L = 5kΩ	96	98	-	%
		T _{MIN} < T _A < T _{MAX} R _L = 5kΩ	95	97	-	-
Voltage Conversion Efficiency	V _{OUTEFF}	R _L = ∞	99	99.9	-	%

44004RC Precision Epoxy NTC Thermistor



- 2252 ohm Resistance @ 25°C
- Interchangeable $\pm 0.2^\circ\text{C}$, 0°C to 70°C ,
- Pressed Disk Ceramic Sensor
- High sensitivity
- Thermally conductive epoxy coating
- 0.095" (2.4 mm) Maximum Diameter
- 32 AWG, 3" (7.6 cm) long Silver plated copper leads
- RoHS Compliant

DESCRIPTION

Epoxy Encapsulated Precision Interchangeable NTC Thermistor utilizing high stability pressed-disk ceramic sensor for general applications.

FEATURES

- 2252 Ohm Resistance @ 25°C
- Interchangeability
- Good Long Term Stability
- High Sensitivity
- Thermally Conductive Epoxy Coating
- RoHS Compliance

APPLICATIONS

- Mid-range Temperature Applications
- Tight Tolerance Instrumentation
- General Applications Requiring Stability
- Applications Requiring Sensing Small Changes in Temperature
- Non-condensing Moisture Environments
- Allows use in Applications World-wide

PERFORMANCE SPECS

Parameter	Units	Value
Resistance @ 25°C	Ohms	2252
tolerance 0°C to 70°C	$^\circ\text{C}$	± 0.2
Beta Value 25/85	K	3978
Tolerance on Beta Value	%	0.8
Time response in air	Seconds	< 10
Dissipation Constant in air	mW/ $^\circ\text{C}$	1
Insulation Resistance (Min. of 100Mohms for 1 Sec.)	Volts	500



Small, Low Power, 3-Axis $\pm 3 g$ Accelerometer

ADXL335

FEATURES

- 3-axis sensing
- Small, low profile package
 - 4 mm \times 4 mm \times 1.45 mm LFCSP
- Low power : 350 μA (typical)
- Single-supply operation: 1.8 V to 3.6 V
- 10,000 g shock survival
- Excellent temperature stability
- BW adjustment with a single capacitor per axis
- RoHS/WEEE lead-free compliant

APPLICATIONS

- Cost sensitive, low power, motion- and tilt-sensing applications
- Mobile devices
- Gaming systems
- Disk drive protection
- Image stabilization
- Sports and health devices

GENERAL DESCRIPTION

The ADXL335 is a small, thin, low power, complete 3-axis accelerometer with signal conditioned voltage outputs. The product measures acceleration with a minimum full-scale range of $\pm 3 g$. It can measure the static acceleration of gravity in tilt-sensing applications, as well as dynamic acceleration resulting from motion, shock, or vibration.

The user selects the bandwidth of the accelerometer using the C_x , C_y , and C_z capacitors at the X_{OUT} , Y_{OUT} , and Z_{OUT} pins. Bandwidths can be selected to suit the application, with a range of 0.5 Hz to 1600 Hz for the X and Y axes, and a range of 0.5 Hz to 550 Hz for the Z axis.

The ADXL335 is available in a small, low profile, 4 mm \times 4 mm \times 1.45 mm, 16-lead, plastic lead frame chip scale package (LFCSP_LQ).

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

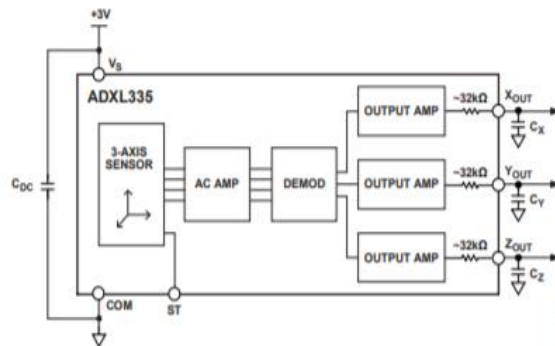


Figure 1.

SPECIFICATIONS

$T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = 3\text{ V}$, $C_X = C_Y = C_Z = 0.1\text{ }\mu\text{F}$, acceleration = 0 g, unless otherwise noted. All minimum and maximum specifications are guaranteed. Typical specifications are not guaranteed.

Table 1.

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
SENSOR INPUT	Each axis				
Measurement Range		± 3	± 3.6		g
Nonlinearity	% of full scale		± 0.3		%
Package Alignment Error			± 1		Degrees
Interaxis Alignment Error			± 0.1		Degrees
Cross-Axis Sensitivity ¹			± 1		%
SENSITIVITY (RATIOMETRIC) ²	Each axis				
Sensitivity at X_{OUT} , Y_{OUT} , Z_{OUT}	$V_S = 3\text{ V}$	270	300	330	mV/g
Sensitivity Change Due to Temperature ³	$V_S = 3\text{ V}$		± 0.01		%/ $^\circ\text{C}$
ZERO g BIAS LEVEL (RATIOMETRIC)					
0 g Voltage at X_{OUT} , Y_{OUT}	$V_S = 3\text{ V}$	1.35	1.5	1.65	V
0 g Voltage at Z_{OUT}	$V_S = 3\text{ V}$	1.2	1.5	1.8	V
0 g Offset vs. Temperature			± 1		mg/ $^\circ\text{C}$
NOISE PERFORMANCE					
Noise Density X_{OUT} , Y_{OUT}			150		$\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ rms
Noise Density Z_{OUT}			300		$\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ rms
FREQUENCY RESPONSE ⁴					
Bandwidth X_{OUT} , Y_{OUT} ⁵	No external filter		1600		Hz
Bandwidth Z_{OUT} ⁵	No external filter		550		Hz
R_{FLT} Tolerance			$32 \pm 15\%$		k Ω
Sensor Resonant Frequency			5.5		kHz
SELF-TEST ⁶					
Logic Input Low			+0.6		V
Logic Input High			+2.4		V
ST Actuation Current			+60		μA
Output Change at X_{OUT}	Self-Test 0 to Self-Test 1	-150	-325	-600	mV
Output Change at Y_{OUT}	Self-Test 0 to Self-Test 1	+150	+325	+600	mV
Output Change at Z_{OUT}	Self-Test 0 to Self-Test 1	+150	+550	+1000	mV
OUTPUT AMPLIFIER					
Output Swing Low	No load		0.1		V
Output Swing High	No load		2.8		V
POWER SUPPLY					
Operating Voltage Range		1.8		3.6	V
Supply Current	$V_S = 3\text{ V}$		350		μA
Turn-On Time ⁷	No external filter		1		ms
TEMPERATURE					
Operating Temperature Range		-40		+85	$^\circ\text{C}$

¹ Defined as coupling between any two axes.

² Sensitivity is essentially ratiometric to V_S .

³ Defined as the output change from ambient-to-maximum temperature or ambient-to-minimum temperature.

⁴ Actual frequency response controlled by user-supplied external filter capacitors (C_X , C_Y , C_Z).

⁵ Bandwidth with external capacitors = $1/(2 \times \pi \times 32\text{ k}\Omega \times C)$. For C_X , $C_Y = 0.003\text{ }\mu\text{F}$, bandwidth = 1.6 kHz. For $C_Z = 0.01\text{ }\mu\text{F}$, bandwidth = 500 Hz. For C_X , C_Y , $C_Z = 10\text{ }\mu\text{F}$, bandwidth = 0.5 Hz.

⁶ Self-test response changes cubically with V_S .

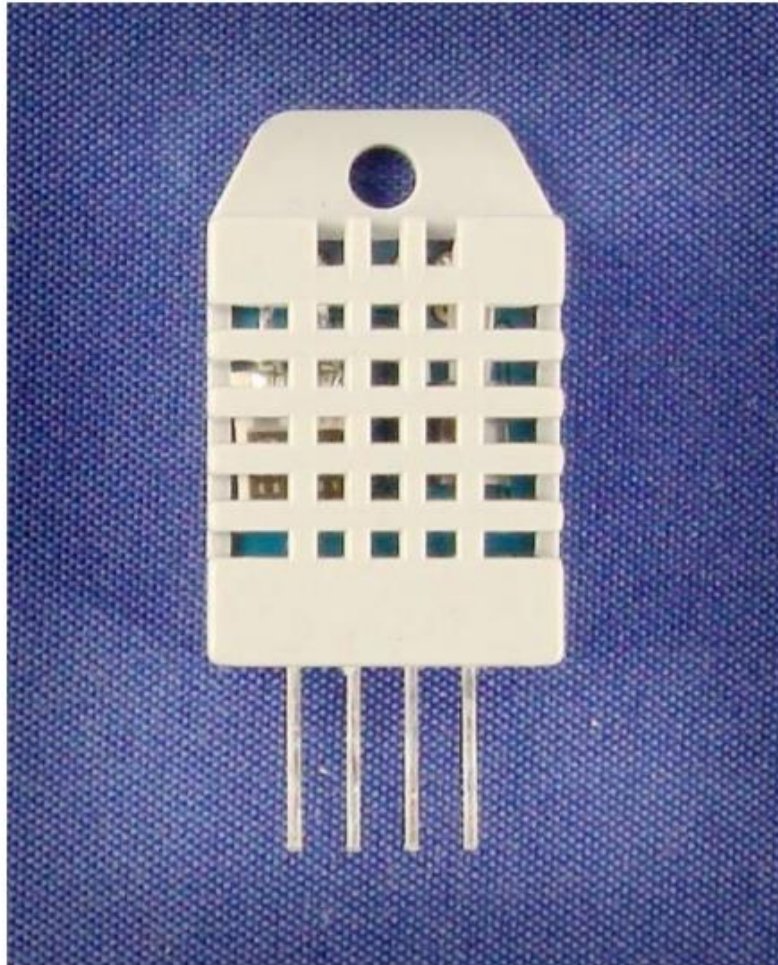
⁷ Turn-on time is dependent on C_X , C_Y , C_Z and is approximately $160 \times C_X$ or C_Y or $C_Z + 1\text{ ms}$, where C_X , C_Y , C_Z are in microfarads (μF).

Aosong Electronics Co.,Ltd

Your specialist in innovating humidity & temperature sensors

Digital-output relative humidity & temperature sensor/module

DHT22 (DHT22 also named as AM2302)



Capacitive-type humidity and temperature module/sensor

1

Thomas Liu (Business Manager)

Aosong Electronics Co.,Ltd

Your specialist in innovating humidity & temperature sensors

1. Feature & Application:

- * Full range temperature compensated * Relative humidity and temperature measurement
- * Calibrated digital signal * Outstanding long-term stability * Extra components not needed
- * Long transmission distance * Low power consumption * 4 pins packaged and fully interchangeable

2. Description:

DHT22 output calibrated digital signal. It utilizes exclusive digital-signal-collecting-technique and humidity sensing technology, assuring its reliability and stability. Its sensing elements is connected with 8-bit single-chip computer.

Every sensor of this model is temperature compensated and calibrated in accurate calibration chamber and the calibration-coefficient is saved in type of programme in OTP memory, when the sensor is detecting, it will cite coefficient from memory.

Small size & low consumption & long transmission distance(20m) enable DHT22 to be suited in all kinds of harsh application occasions.

Single-row packaged with four pins, making the connection very convenient.

3. Technical Specification:

Model	DHT22
Power supply	3.3-6V DC
Output signal	digital signal via single-bus
Sensing element	Polymer capacitor
Operating range	humidity 0-100%RH; temperature -40~80Celsius
Accuracy	humidity $\pm 2\%$ RH(Max $\pm 5\%$ RH); temperature ± 0.5 Celsius
Resolution or sensitivity	humidity 0.1%RH; temperature 0.1Celsius
Repeatability	humidity $\pm 1\%$ RH; temperature ± 0.2 Celsius
Humidity hysteresis	$\pm 0.3\%$ RH
Long-term Stability	$\pm 0.5\%$ RH/year
Sensing period	Average: 2s
Interchangeability	fully interchangeable
Dimensions	small size 14*18*5.5mm; big size 22*28*5mm

4. Dimensions: (unit----mm)

1) Small size dimensions: (unit----mm)



dsPIC33EPXXXGP50X, dsPIC33EPXXXMC20X/50X and PIC24EPXXXGP/MC20X

16-Bit Microcontrollers and Digital Signal Controllers with High-Speed PWM, Op Amps and Advanced Analog

Operating Conditions

- 3.0V to 3.6V, -40°C to +85°C, DC to 70 MIPS
- 3.0V to 3.6V, -40°C to +125°C, DC to 60 MIPS

Core: 16-Bit dsPIC33E/PIC24E CPU

- Code Efficient (C and Assembly) Architecture
- Two 40-Bit-Wide Accumulators
- Single Cycle (MAC/MPY) with Dual Data Fetch
- Single-Cycle, Mixed-Sign MUL plus Hardware Divide
- 32-Bit Multiply Support

Clock Management

- 1.0% Internal Oscillator
- Programmable PLLs and Oscillator Clock Sources
- Fail-Safe Clock Monitor (FSCM)
- Independent Watchdog Timer (WDT)
- Fast Wake-up and Start-up

Power Management

- Low-Power Management modes (Sleep, Idle, Doze)
- Integrated Power-on Reset and Brown-out Reset
- 0.6 mA/MHz Dynamic Current (typical)
- 30 μ A I_{PD} Current (typical)

High-Speed PWM

- Up to Three PWM Pairs with Independent Timing
- Dead Time for Rising and Falling Edges
- 7.14 ns PWM Resolution
- PWM Support for:
 - DC/DC, AC/DC, Inverters, PFC, Lighting
 - BLDC, PMSM, ACIM, SRM
- Programmable Fault Inputs
- Flexible Trigger Configurations for ADC Conversions

Advanced Analog Features

- ADC module:
 - Configurable as 10-bit, 1.1 Msps with four S&H or 12-bit, 500 kps with one S&H
 - Six analog inputs on 28-pin devices and up to 16 analog inputs on 64-pin devices
- Flexible and Independent ADC Trigger Sources
- Up to Three Op Amp/Comparators with Direct Connection to the ADC module:
 - Additional dedicated comparator
 - Programmable references with 32 voltage points
- Charge Time Measurement Unit (CTMU):
 - Supports mTouch™ capacitive touch sensing
 - Provides high-resolution time measurement (1 ns)
 - On-chip temperature measurement

Timers/Output Compare/Input Capture

- 12 General Purpose Timers:
 - Five 16-bit and up to two 32-bit timers/counters
 - Four Output Compare (OC) modules, configurable as timers/counters
 - PTG module with two configurable timers/counters
 - 32-bit Quadrature Encoder Interface (QEI) module, configurable as a timer/counter
- Four Input Capture (IC) modules
- Peripheral Pin Select (PPS) to allow Function Remap
- Peripheral Trigger Generator (PTG) for Scheduling Complex Sequences

Communication Interfaces

- Two UART modules (17.5 Mbps):
 - With support for LIN/J2602 protocols and IrDA®
- Two 4-Wire SPI modules (15 Mbps)
- ECAN™ module (1 Mbaud) CAN 2.0B Support
- Two I²C™ modules (up to 1 Mbaud) with SMBus Support
- PPS to allow Function Remap
- Programmable Cyclic Redundancy Check (CRC)

Direct Memory Access (DMA)

- 4-Channel DMA with User-Selectable Priority Arbitration
- UART, SPI, ADC, ECAN, IC, OC and Timers

Input/Output

- Sink/Source 12 mA or 6 mA, Pin-Specific for Standard V_{OH}/V_{OL}, up to 22 or 14 mA, respectively for Non-Standard V_{OH}1
- 5V Tolerant Pins
- Peripheral Pin Select (PPS) to allow Digital Function Remapping
- Selectable Open-Drain, Pull-ups and Pull-Downs
- Up to 5 mA Overvoltage Clamp Current
- Change Notification Interrupts on All I/O Pins

Qualification and Class B Support

- AEC-Q100 REVG (Grade 1, -40°C to +125°C) Planned
- AEC-Q100 REVG (Grade 0, -40°C to +150°C) Planned
- Class B Safety Library, IEC 60730

Debugger Development Support

- In-Circuit and In-Application Programming
- Two Program and Two Complex Data Breakpoints
- IEEE 1149.2 Compatible (JTAG) Boundary Scan
- Trace and Run-Time Watch

**dsPIC33EPXXXGP50X,
dsPIC33EPXXXMC20X/50X AND
PIC24EPXXXGP/MC20X PRODUCT
FAMILIES**

The device names, pin counts, memory sizes and peripheral availability of each device are listed in [Table 1](#) (General Purpose Families) and [Table 2](#) (Motor Control Families). Their pinout diagrams appear on the following pages.

TABLE 1: dsPIC33EPXXXGP50X and PIC24EPXXXGP20X GENERAL PURPOSE FAMILIES

Device	Page Erase Size (Instructions)	Program Flash Memory (Kbytes)		Remappable Peripherals							I ² C™	CRC Generator	10-Bit/12-Bit ADC (Channels)	Op Amps/Comparators	CTMU	PTG	I/O Pins	Pins	Packages
				RAM (Kbyte)	16-Bit/32-Bit Timers	Input Capture	Output Compare	UART	SPI ⁽²⁾	ECAN™ Technology									
PIC24EP32GP202	512	32	4	5	4	4	2	2	—	3	2	1	6	2/3 ⁽¹⁾	Yes	Yes	21	28	SPDIP, SOIC, SSOP ⁽⁴⁾ , QFN-S
PIC24EP64GP202	1024	64	8																
PIC24EP128GP202	1024	128	16																
PIC24EP256GP202	1024	256	32																
PIC24EP512GP202	1024	512	48																
PIC24EP32GP203	512	32	4	5	4	4	2	2	—	3	2	1	8	3/4	Yes	Yes	25	36	VTLA
PIC24EP64GP203	1024	64	8																
PIC24EP32GP204	512	32	4																
PIC24EP64GP204	1024	64	8																
PIC24EP128GP204	1024	128	16																
PIC24EP256GP204	1024	256	32	5	4	4	2	2	—	3	2	1	9	3/4	Yes	Yes	35	44/48	VTLA ⁽⁴⁾ , TQFP, QFN, UQFN
PIC24EP512GP204	1024	512	48																
PIC24EP64GP206	1024	64	8																
PIC24EP128GP206	1024	128	16																
PIC24EP256GP206	1024	256	32																
PIC24EP512GP206	1024	512	48	5	4	4	2	2	—	3	2	1	16	3/4	Yes	Yes	53	64	TQFP, QFN
dsPIC33EP32GP502	512	32	4																
dsPIC33EP64GP502	1024	64	8																
dsPIC33EP128GP502	1024	128	16																
dsPIC33EP256GP502	1024	256	32																
dsPIC33EP512GP502	1024	512	48	5	4	4	2	2	1	3	2	1	8	3/4	Yes	Yes	25	36	VTLA
dsPIC33EP32GP503	512	32	4																
dsPIC33EP64GP503	1024	64	8																
dsPIC33EP32GP504	512	32	4																
dsPIC33EP64GP504	1024	64	8																
dsPIC33EP128GP504	1024	128	16	5	4	4	2	2	1	3	2	1	9	3/4	Yes	Yes	35	44/48	VTLA ⁽⁴⁾ , TQFP, QFN, UQFN
dsPIC33EP256GP504	1024	256	32																
dsPIC33EP512GP504	1024	512	48																
dsPIC33EP64GP506	1024	64	8																
dsPIC33EP128GP506	1024	128	16																
dsPIC33EP256GP506	1024	256	32	5	4	4	2	2	1	3	2	1	16	3/4	Yes	Yes	53	64	TQFP, QFN
dsPIC33EP512GP506	1024	512	48																

Note 1: On 28-pin devices, Comparator 4 does not have external connections. Refer to [Section 25.0 "Op Amp/Comparator Module"](#) for details.

2: Only SPI2 is remappable.

3: INT0 is not remappable.

4: The SSOP and VTLA packages are not available for devices with 512 Kbytes of memory.

HC-05

-Bluetooth to Serial Port Module

Overview



HC-05 module is an easy to use Bluetooth SPP (Serial Port Protocol) module, designed for transparent wireless serial connection setup.

Serial port Bluetooth module is fully qualified Bluetooth V2.0+EDR (Enhanced Data Rate) 3Mbps Modulation with complete 2.4GHz radio transceiver and baseband. It uses CSR Bluecore 04-External single chip Bluetooth system with CMOS technology and with AFH(Adaptive Frequency Hopping Feature). It has the footprint as small as 12.7mmx27mm. Hope it will simplify your overall design/development cycle.

Specifications

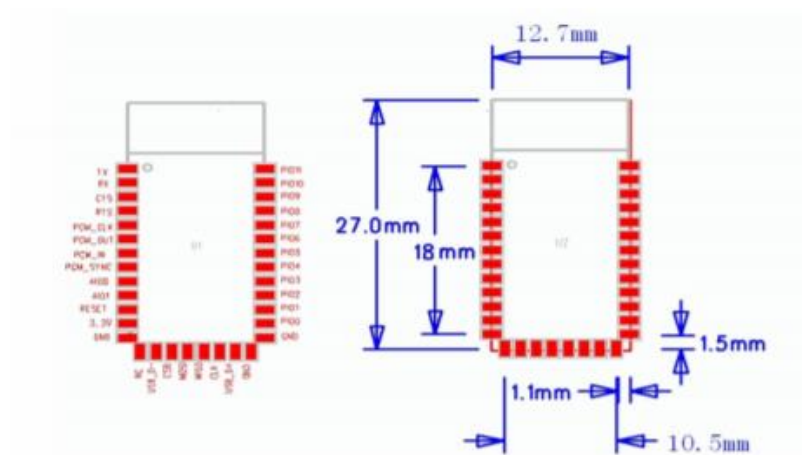
Hardware features

- Typical -80dBm sensitivity
- Up to +4dBm RF transmit power
- Low Power 1.8V Operation ,1.8 to 3.6V I/O
- PIO control
- UART interface with programmable baud rate
- With integrated antenna
- With edge connector

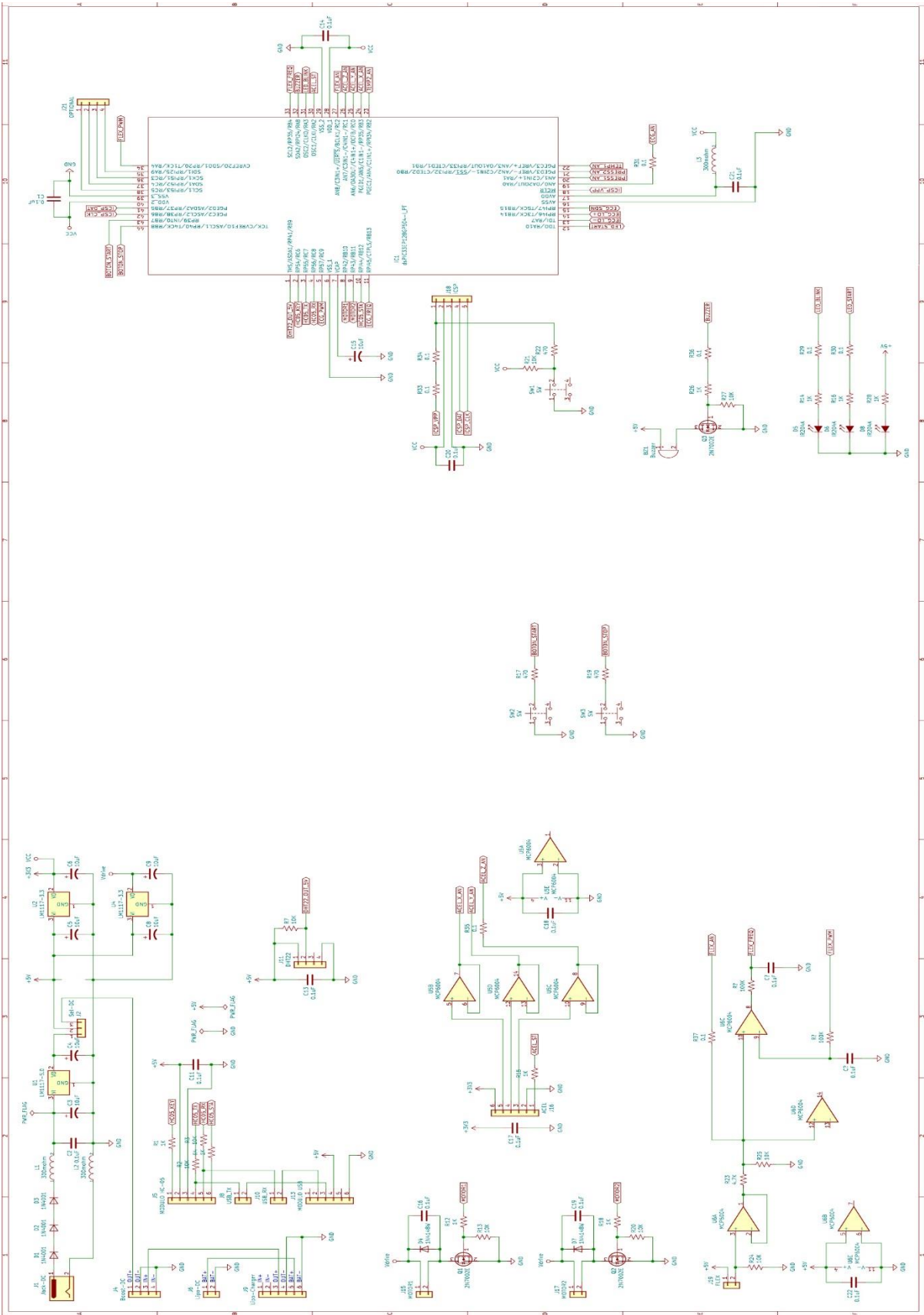
Software features

- Default Baud rate: 38400, Data bits:8, Stop bit:1,Parity:No parity, Data control: has. Supported baud rate: 9600,19200,38400,57600,115200,230400,460800.
- Given a rising pulse in PIO0, device will be disconnected.
- Status instruction port PIO1: low-disconnected, high-connected;
- PIO10 and PIO11 can be connected to red and blue led separately. When master and slave are paired, red and blue led blinks 1time/2s in interval, while disconnected only blue led blinks 2times/s.
- Auto-connect to the last device on power as default.
- Permit pairing device to connect as default.
- Auto-pairing PINCODE:"0000" as default
- Auto-reconnect in 30 min when disconnected as a result of beyond the range of connection.

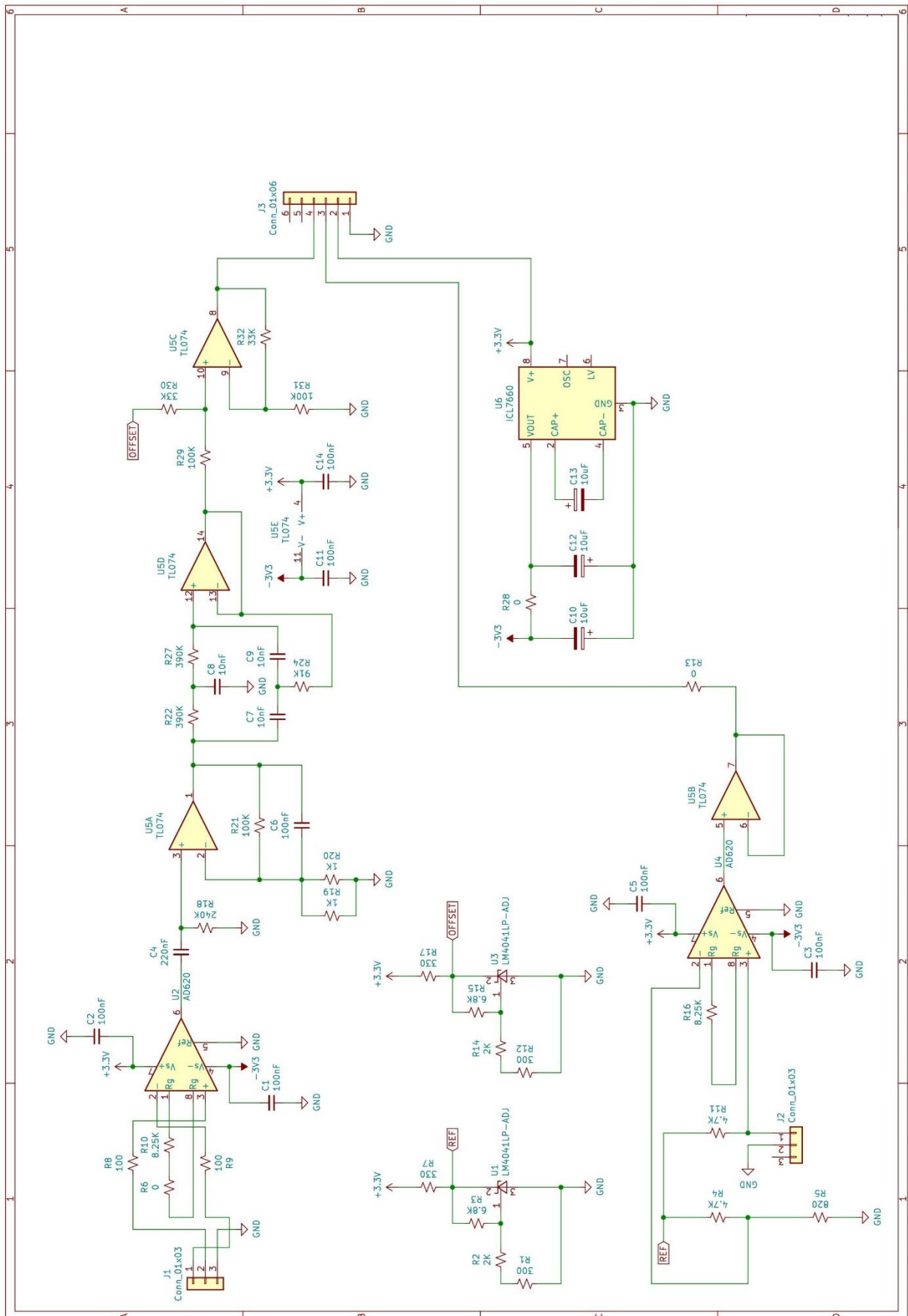
Hardware



Esquema electronico del prototipo (parte 1)



Esquema electronico del prototipo (placa 2)



Codificación del Programa

#include "main.h"	Se define una constante main.h
#include "drv_flex.h"	Se define una constante drv_flex.h
#include "drv_ecg.h"	Se define una constante drv_ecg.h
#include "drv_temp.h"	Se define una constante drv_temp.h
#include "drv_dht22.h"	Se define una constante drv_dht22.h
#include "drv_acel.h"	Se define una constante drv_acel.h
int main(void) {	Inicio del código del microcontrolador
char buffer[64];	Contiene 64 elementos de tipo "char"
SYSTEM_Initialize();	Inicializa todos los recursos del microcontrolador
App.flags = 0;	Declaración de la variable "App"
sprintf(buffer, "Bienvenidos SENCAPV1...\r\n");	
UART1_WriteBuffer((const uint8_t *) buffer, strlen(buffer));	
while (1) {	Inicio del bucle infinito donde comienza el código
DRV_BLINK_Toggle();	Parpadeo del led para saber que el microcontrolador este trabajando
DRV_RX_Read();	Trabaja con la recepción del UART del microcontrolador
DRV_FLEX_Read();	Se encarga de leer el sensor de la frecuencia respiratoria
DRV_ECG_Read();	Se encarga de leer el circuito de la frecuencia cardiaca
DRV_GRAFICA_Send();	Para graficar las señales de la frecuencia respiratoria y frecuencia cardiaca
DRV_TEMP_Read();	Se encarga de leer el sensor de la temperatura
DRV_DHT22_Read();	Se encarga de leer los sensores ambientales
DRV_ACCEL_Read();	Se encarga de leer el acelerómetro
DRV_BUZZER_Sound();	Se encarga de activar el sonido de al usar el prototipo
DRV_MOTOR_Tilt();	Se encarga de activar la etapa de realimentación
DRV_APP();	Para mandar la información
#include "drv_flex.h"	Librería de la frecuencia respiratoria
void DRV_FLEX_Read(void) {	Permite leer el sensor de la frecuencia respiratoria
uint16_t actual_lectura, diferencia;	Habilita varias variables locales
static uint16_t anterior_lectura = 0;	
static char anterior_pendiente = 0;	
static int8_t anterior_pendiente_ct = 0;	
static uint8_t anterior_pendiente_ct_habilita = 0;	
if (App.flex.b_read_ready) {	Cada 500 ms se coloca en "1" y luego se limpia colocándose en "0"
App.flex.b_read_ready = 0;	
App.flex.filter += App.flex.read;	Incrementa el valor que hay en la variable "read"
if (++App.flex.filter_ct >= 256) {	Han acumulado 256 iteraciones

App.flex.filter_ct = 0;	Borrar el contador del acumulador
App.flex.b_filter_ready = 1;	Se encarga de activar un nuevo "flex"
if (App.flex.b_filter_ready) {	Preguntar si han pasado 256 acumulaciones y luego lo borra
App.flex.b_filter_ready = 0;	
switch (App.flex.sm) {	Para implementar máquina de estado
case 0:	cuando "sm" es igual a 0, permite la variable de estado se incremente
App.flex.filter_buffer_idx = 0;	
App.flex.sm++;	
case 1:	Se incrementa nuevamente la variable de estado
App.flex.sm++;	
case 2:	
App.flex.filter = App.flex.filter >> 8;	Dividir entre 256 el acumulador
grafica.resp = App.flex.filter;	Para habilitar la gráfica de la frecuencia respiratoria
actual_lectura = App.flex.filter;	Cargamos el promedio hallado en actual_lectura
if (anterior_lectura != actual_lectura) {	Comparamos con el ultimo valor cargado
if (anterior_lectura > actual_lectura) {	La diferencia debe ser mayor que 10
diferencia = anterior_lectura - actual_lectura;	
} else {	
diferencia = actual_lectura - anterior_lectura;	
if (diferencia > 5)	Si es mayor que 5 veces la resolución del ADC
if (anterior_lectura < actual_lectura)	Buscamos si es pendiente de subida o bajada
if (anterior_pendiente != 's') {	Si es la primera vez en la pendiente de subida
anterior_pendiente = 's';	Deshabilitamos el contador de la pendiente
anterior_pendiente_ct_habilita = 0;	
} else {	
if (anterior_pendiente != 'b') {	Pendiente de bajada
anterior_pendiente = 'b';	
anterior_pendiente_ct = 10;	Para contar 10 veces para que la pendiente tenga un ancho regular
anterior_pendiente_ct_habilita = 1;	Habilitamos la pendiente
anterior_lectura = actual_lectura;	Se actualiza la anterior lectura
if (anterior_pendiente_ct_habilita) {	Pregunto si el contador de pendiente este habilitado
if (--anterior_pendiente_ct == 0) {	Para decrementar el contador
anterior_pendiente_ct_habilita = 0;	Deshabilitamos el contador de la pendiente
App.flex.b_edge_ready = 1;	Habilita el contador de los RPM
App.flex.rpm_flanco_ct++;	
App.flex.edge_timeout = 0;	
#include "drv_ecg.h"	Librería de la frecuencia cardiaca
void DRV_ECG_Read(void) {	Permite leer el sensor de la frecuencia cardiaca
if (App.ecg.b_read_ready) {	Cada 500 ms se coloca en "1" y luego se limpia colocándose en "0"
App.ecg.b_read_ready = 0;	
App.ecg.filter += App.ecg.read;	Incrementa el valor que hay en la variable "read"
if (++App.ecg.filter_ct >= 32) {	Han acumulado 32 iteraciones
App.ecg.filter_ct = 0;	Borrar el contador del acumulador

App.ecg.b_filter_ready = 1;	Se encarga de activar un nuevo "ecg"
if (App.ecg.b_filter_ready) {	Preguntar si han pasado 32 acumulaciones y
App.ecg.b_filter_ready = 0;	luego lo borra
switch (App.ecg.sm) {	Para implementar máquina de estado
memset(ecg_samples, 0, sizeof (ecg_samples));	Se encargar de pasar el mismo tamaño del "Array" al "ecg_samples"
ecg_samples_idx = 0;	El índice se coloca a "0"
ecg_samples_idx_max = (sizeof (ecg_samples) >> 1);	Desplazamiento a la derecha entre 2
App.ecg.sm++;	Se incrementa nuevamente la variable de estado
case 1:	Guarda la posición del "array" e incrementa
ecg_samples[ecg_samples_idx++] = DRV_ECG_Valor();	
if (ecg_samples_idx >= ecg_samples_idx_max) {	
ecg_samples_idx = 0;	
DRV_ECG_ValorMinMax(ecg_samples, ecg_samples_idx_max, &val_minimo, &val_maximo);	Obtener el valor mínimo y máximo de las muestras
val_corte = (uint16_t) (val_maximo - val_minimo)*0.10;	Hallar la variable "val_corte" que viene hacer el valor máximo menos el valor mínimo por el 10% de la diferencia
val_pwm = val_maximo - val_corte;	La diferencia del valor máximo entre el valor de corte y luego enviar a una función para establecer el duty cycle de la señal PWM en función al valor cargado
OC4_PrimaryValueSet(val_pwm);	
if (App.ecg.b_edge_ready) {	Va permitir que el "time out" siempre se esté reseteando y nunca llegue a "10" y también en caso no detecte la señal de la frecuencia cardiaca salga el numero "0"
App.ecg.b_edge_ready = 0;	
App.ecg.edge_timeout = 0;	
if (App.ecg.b_edge_timeout_check) {	
App.ecg.b_edge_timeout_check = 0;	
if (++App.ecg.edge_timeout >= 10) { //5	
App.ecg.edge_timeout = 0;	
App.ecg.rpm_flanco_val = 0;	
DRV_ECG_BpmUpdate();	Librería del sensor de temperatura
#include "drv_temp.h"	
void DRV_TEMP_Read_Task(APP_ADC * ptr, uint8_t n) {	Permite leer el sensor de la temperatura
float resist, cel;	se encarga de representar con punto decimal la resistencia y de la temperatura en grado Celsius
if (ptr->b_read_ready) {	Cada 500 ms se coloca en "1" y luego se limpia colocándose en "0"
ptr->b_read_ready = 0;	
ptr->filter += ptr->read;	Incrementa el valor que hay en la variable "read"
if (++ptr->filter_ct >= 1024) {	Han acumulado 1024 iteraciones
ptr->filter_ct = 0;	Borrar el contador del acumulador
ptr->b_filter_ready = 1;	Se encarga de activar un nuevo "filter"

if (ptr->b_filter_ready) {	Preguntar si han pasado 1024 acumulaciones y
ptr->b_filter_ready = 0;	luego lo borra
ptr->filter = ptr->filter >> 10;	Dividí el acumulador entre 1024 para obtener el promedio
resist = (((float) ptr->filter * 3.3) / 1023.0)*(1.52)) / (0.00173);	Se coloca esta fórmula para hallar la resistencia del puente Wheatstone
cel = buscar_temp((uint16_t) resist);	Se obtiene la resistencia y se busca el valor de la temperatura en la tabla del fabricante
ptr->edge_time = cel;	Ese valor se cargó a una variable "edge_time"
ptr->filter = 0;	Luego limpiar el "filter"
sprintf(buffer, "@TEMP:%.1f,%.1f!\r\n", App.temp1.edge_time, App.temp2.edge_time);	Se registra el valor numérico en el software la temperatura obtenida
#include "drv_acel.h"	Librería del acelerómetro
#define zero_x 1.58	Se define una constante zero_x
#define zero_y 1.58	Se define una constante zero_y
#define zero_z 1.60	Se define una constante zero_z
#define sensitivity_x 0.33	Se define una constante sensitivity_x
#define sensitivity_y 0.33	Se define una constante sensitivity_y
#define sensitivity_z 0.33	Se define una constante sensitivity_z
#define umbral 102	Se define un constante umbral
void DRV_ACCEL_Read(void) {	Permite leer el sensor del acelerómetro
float g;	se encarga de representar con punto decimal el acelerómetro
if (ptr->b_read_ready) {	Cada 500 ms se coloca en "1" y luego se limpia colocándose en "0"
ptr->b_read_ready = 0;	
ptr->filter += ptr->read;	Incrementa el valor que hay en la variable "read"
if (++ptr->filter_ct >= 32) {	Han acumulado 32 iteraciones
ptr->filter_ct = 0;	Borrar el contador del acumulador
ptr->b_filter_ready = 1;	Se encarga de activar un nuevo "filter"
if (ptr->b_filter_ready) {	Preguntar si han pasado 32 acumulaciones y
ptr->b_filter_ready = 0;	luego lo borra
ptr->filter = ptr->filter >> 5;	Divide el acumulador entre 32 para obtener el promedio
ptr->edge_time = ptr->filter;	Valor que lee directo del promedio y se guarda en "edge_time"
DRV_ACCEL_Read_Task((APP_ADC *)&App.acelx, 'x');	Se repite lo mismo pasos de programación en los tres ejes
DRV_ACCEL_Read_Task((APP_ADC *)&App.acely, 'y');	
DRV_ACCEL_Read_Task((APP_ADC *)&App.acelz, 'z');	
if (App.acelz.b_print) {	Cada 250 ms se imprime a través del timer 1
sprintf(buffer, "@ACEL:%u,%u,%u!\r\n", get_intpart(App.acelx.edge_time), get_intpart(App.acely.edge_time), get_intpart(App.acelz.edge_time));	Se envió los tres valores de los ejes en números enteros
#include "drv_dht22.h"	Librería del sensor ambiental

void DRV_DHT22_Read(void) {	Permite leer el sensor ambiental
switch (App.dht22.sm) {	Para implementar máquina de estado
case DHT22_IDLE:	Es el estado "0"
if (App.dht22.b_print) {	Esta activado por timer 1 cada 2 segundos
App.dht22.b_print = 0;	
App.dht22.sm = DHT22_START;	Se encarga de cambiar al estado "START"
DHT22_TRIS_Set(DHT22_TRIS_OUTPUT);	Se encarga de cambiar la salida
break;	
case DHT22_START:	Inicializa "START"
LATBbits.LATB9 = 0;	Se encarga de colocar a "0" la salida
App.dht22.edge_ct = 0;	Inicializa las variables de conteo
App.dht22.b_edge = 0;	
App.dht22.sm = DHT22_START_WAIT;	Saltar al siguiente comando
break;	
case DHT22_START_WAIT:	Inicializa "START_WAIT"
if (App.dht22.b_edge) {	Timer lo coloca a "1" despues de 15 ms
App.dht22.b_edge = 0;	
App.dht22.sm = DHT22_LISTEN;	
dht22_buffer_idx = 0;	Inicializo el buffer a "0"
DHT22_TRIS_Set(DHT22_TRIS_INPUT);	Se encarga de cambiar a entrada
break;	
case DHT22_LISTEN:	
if (dht22_buffer_idx >= 42) {	Se encarga de detectar los 42 flancos del protocolo
App.dht22.b_edge_ready = 1;	Se encarga de activar este "Flat"
if (App.dht22.b_edge_ready) {	
App.dht22.b_edge_ready = 0;	
App.dht22.sm = DHT22_IDLE;	Se encarga de resetar la máquina de estado
if (dht22_ack_inrange() == 0) {	Se encarga de validar los datos
memset(dht22_owewire_buffer, 0, sizeof(dht22_owewire_buffer));	Inicializa el buffer y lo acumulamos de ceros
for (byte_ct = 0; byte_ct < 5; byte_ct++) {	Permite recorrer 5 veces el contador de bytes
for (bit_ct = 0; bit_ct < 8; bit_ct++) {	Es el contador de bytes
dht22_owewire_buffer[byte_ct] <<= 1;	Se encarga de desplazar hacia la izquierda la primera vez que se reciben los datos
bit_val = dht22_bit_inrange(byte_ct, bit_ct);	Se encarga si el valor de byte vale "1" o vale "0"
if (bit_val == '1') {	Se van encargar cuando vale "1" aplicar un or "1"
dht22_owewire_buffer[byte_ct] = 0x01;	
} else if (bit_val == '0') {	En caso contrario no hace nada
checksum = dht22_owewire_buffer[0] + dht22_owewire_buffer[1] + dht22_owewire_buffer[2] + dht22_owewire_buffer[3];	Se encargar de sumar todos los datos anteriores
if (checksum != dht22_owewire_buffer[4]) {	Se encarga de comparar los datos anteriores
hum_raw = ((uint16_t) dht22_owewire_buffer[0] << 8) (uint16_t) dht22_owewire_buffer[1];	Se va encargar de juntar los dos datos en una variable de 16 bits

hum = (float) hum_raw / 10.0;	La variable se divide entre 10 y se obtiene la humedad relativa
temp_raw = (int16_t)(((uint16_t) dht22_owire_buffer[2] << 8) (uint16_t) dht22_owire_buffer[3]);	Se va encargar de juntar los dos datos faltantes en una variable de 16 bits
temp = (float) temp_raw / 10.0;	La variable se divide entre 10 y se obtiene la temperatura ambiental
sprintf(buffer, "@AMB:%.1f,%.1f!\r\n", temp, hum);	Se encarga de dar el formato a humedad relativa y a la temperatura ambiental para poder imprimirlas en la computadora
UART1_WriteBuffer((const uint8_t *) buffer, strlen(buffer));	
void DRV_MOTOR_Set(void) {	Se configura para el dispara del motor que se va dar cada 100 ms por timer 1
b_motor_timeout = 0;	
motor_timeout = 100;	
motor_sm = 1;	
void DRV_MOTOR_Tilt(void) {	
switch (motor_sm) {	Para implementar maquina de estado del motor
case 0:	
default:	
LATBbits.LATB10 = 0;	Se refiere a los pines de salida del puerto B 10 y B11 donde están conectados los micromotores se encuentran apagados
LATBbits.LATB11 = 0;	
break;	
case 1:	
LATBbits.LATB10 = 1;	Se refiere a los pines de salida del puerto B 10 y B11 donde están conectados los micromotores se encuentran apagados
LATBbits.LATB11 = 1;	
motor_sm++;	
break;	
case 2:	
if (b_motor_timeout) {	
motor_sm = 0;	

GLOSARIO

Acelerómetro. Se encarga de medir la aceleración física, además es un dispositivo de un solo grado de libertad y contiene una masa de prueba, un sistema de resorte y una estructura con propiedades de amortiguación [Fraden, 2010].

Amplificador de instrumentación. Es un amplificador que tiene dos entradas y una salida capaz de producir una señal de salida proporcional a la diferencia de voltajes entre sus dos entradas [Fraden, 2010].

Apnea. Es un trastorno del sueño en el cual la respiración se detiene y posteriormente vuelve a comenzar repetidamente. Lo sufren mayormente los adultos y los lactantes [García, 2013].

Bluetooth. Dispositivo electrónico que permite transferir datos a diferentes dispositivos a través de un enlace por radiofrecuencia en la banda de 2.4 GHz de ISM.

Convertidor análogo digital. Los convertidores análogos digitales transforman los datos analógicos en voltaje que sean compatibles con dispositivos de procesamiento de datos digitales [Fraden, 2010].

Electrocardiograma (ECG). El electrocardiograma es un registro sencillo y sin dolor que refleja la actividad eléctrica del corazón a una frecuencia denominada frecuencia cardiaca que se expresa en latidos por minuto o lpm, la cual es determinada por el nódulo sino auricular que corresponde al marcapasos natural del corazón.

Electrodos superficiales. Es un aparato pequeño que se adhiere en la piel y se encarga de medir la actividad eléctrica del tejido y además se usan para captar problemas con los músculos y nervios.

Filtro notch. Es un filtro que elimina una componente de frecuencia en un espectro de la señal de entrada, permitiendo dejar la amplitud de diferentes frecuencias sin cambios. Este

filtro permite eliminar algunas frecuencias de 50, 60 y 400 Hz del suministro eléctrico [Dutta Roy, 2001].

Frecuencia cardiaca. Es la cantidad de contracciones o pulsaciones del corazón por minuto. Por otro lado, la frecuencia cardiaca es importante para el diagnóstico y terapia según la anomalía de las contracciones [Kaniusas, 2012].

Frecuencia respiratoria. Permite captar los ciclos respiratorios por minuto, los cuales varían según la edad. Además, permite detectar si el paciente tiene rangos normales o anomalías como problemas respiratorios [Kaniusas, 2012].

Humedad relativa ambiental. Es la cantidad de agua contenida en un sólido o líquido por adsorción o absorción, las cuales eliminan sus propiedades químicas sin alterarlas en el ambiente [Wang, 2011].

Lenguaje de programación. Es una variedad de comandos u órdenes para desarrollar procesos deseados. Las instrucciones y enunciados propios varían según el lenguaje de programación usado.

Microcontrolador. Es un circuito integrado que abarca un procesador digital junto a diversos periféricos auxiliares que facilitan el desarrollo de aplicaciones programables dedicadas [Angulo Usategui, 2008].

Procesador digital de señales. Es un circuito integrado que abarca un procesador digital y varios recursos complementarios que permiten el manejo digital de las señales analógicas del mundo real, como las imágenes y sonidos [Angulo Usategui, 2008].

Sensor. Es un dispositivo que responde a un fenómeno físico y lo transforma en señales eléctricas detectables. El sensor está compuesto por componentes sensibles, un componente de conversión y circuitos electrónicos relacionados [Wang, 2011].

Sensor biomédico. Son dispositivos especiales electrónicos capaz de enviar varias cantidades no eléctricas en campos biomédicos a cantidades eléctricas detectables para la función del órgano humano [Wang, 2011].

Síndrome de muerte súbita de lactante (SMSL). Es el fallecimiento inesperado de una lactante debido a factores epidemiológicos, factores de riesgo y características fisiopatológicas asociadas al propio síndrome [Latorre Casto, 2014].

Temperatura ambiental. Es un rango de uso común que permite regular los niveles de calor en un determinado espacio. Por otro lado, se considera una temperatura aceptable para el ser humano entre 23 °C y 15°C [Rubinson, 2009].

Temperatura corporal. Esta dada por el equilibrio de la producción del calor y la pérdida del calor del cuerpo humano, lo cual permite mantener los procesos biológicos activos. La temperatura varía según la edad, la actividad y durante el momento del día [Kaniusas, 2012].

Termistor. Permite detectar la temperatura a escala absoluta mediante el cambio de su resistencia eléctrica, además los termistores son sensibles y estables a largo plazo [Fraden, 2010].

Unidad interfaz gráfica. Es la parte de una computadora o software, en el cual existe una interacción entre persona y computadora permitiendo al usuario capaz de hablar, oír, tocar o de entender [Galitz, 2002].

Variable fisiologica. Es aquel parámetro o signo vital que puede ser medida y que a su vez, permite regular el buen funcionamiento biológico de un ser vivo.